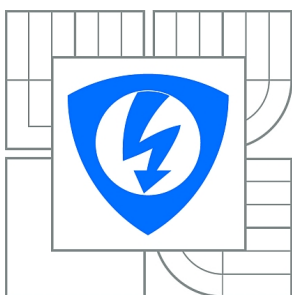




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION  
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

# ELEKTRICKÁ STIMULACE SVALOVÝCH SKUPIN RUKY

ELECTICAL STIMULATION OF HAND MUSCLES

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

MICHAL HROZÁŇ

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. JIŘÍ SEKORA

BRNO 2014



VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

**Biomedicínská technika a bioinformatika**

**Student:** Michal Hrozán

**ID:** 133966

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2013/2014

## NÁZEV TÉMATU:

### **Elektrická stimulace svalových skupin ruky**

## POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte podrobně anatomii ruky. Zaměřte se zejména na nervovou soustavu a svaly v oblasti předloktí, dlaně a prstů. 2) Seznamte se s elektrickými vlastnostmi tkání v souvislosti s elektrickou stimulací. Seznamte se se stimulací palce a způsobu měření mechanické odezvy. 3) Definujte parametry elektrických impulzů pro stimulaci svalů ruky. 4) Na základě definovaných parametrů navrhnete systém pro elektrickou stimulaci více svalových skupin ruky, vytvořte blokové schéma, elektrické schéma zapojení a rozpisku součástek. 5) Navržené zapojení sestavte a ověřte pod lékařským dohledem alespoň pro jednu svalovou skupinu. Přípravek bude napájen z baterií, v případě spojení s jinými přístroji je nutné galvanické oddělení (optickou cestou). 6) Dosažené výsledky diskutujte a vyhodnoťte.

## DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] HONZÍKOVÁ, N. Biologie člověka. Skriptum FEKT VUT v Brně, 2003.

[2] WEBSTER J. G. Encyclopedia Of Medical Devices And Instrumentation, John Wiley & Sons, Inc, 2006, ISBN: 978-0-471-26358-6.

**Termín zadání:** 10.2.2014

**Termín odevzdání:** 30.5.2014

**Vedoucí práce:** Ing. Jiří Sekora

**Konzultanti bakalářské práce:** doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.**

*Předseda oborové rady*

## UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

# Abstrakt

Bakalárska práca vysvetľuje dopad elektrickej stimulácie na svalové a nervové vlákna. Popisuje priebeh stimulácie a zásady, ktoré sa pri stimulácii elektrickým prúdom uplatňujú a približuje konkrétnu stimuláciu svalu palca. Práca dáva solídny základ pre pochopenie procesov prítomných pri stimulovaní živých tkanív, ktorý je kľúčový pri realizácii stimulačného prístroja. V práci je vytvorený program v Matlabe, ktorým užívateľ komunikuje s programom mikrokontroléra ATmega328 platformy Arduino Uno. Arduino generuje signál a riadi koncový stupeň stimulatora. Ďalej bol navrhnutý zosilňovač, ktorý generovaný signál zosilňuje, a koncový stupeň.

## Klíčová slova

Elektrostimulace, elektrostimulácia, stimulace, stimulácia, stejnosměrný proud, jednosmerný prúd, ruka, prsty, sval, nerv, motorický bod, Arduino, Uno, Matlab, DAC, převodník, ATmega328, zosilňovač, zesilovač, triák, koncový stupeň.

# Abstract

Bachelor thesis explains the effect of electrical stimulation on muscle and nerve fiber. It describes the process of stimulation and principles that apply while stimulation with electric current is applied. Specific muscle stimulation of thumb is described. Work provides a solid base of knowledge for understanding the processes that are present in stimulation of living tissue, which will be implemented in construction of stimulator. User graphical interface was created in Matlab. User can communicate using this program with microcontroller ATmega328 of Arduino Uno Board. Microcontroller processes received data and generates voltage on its output pins. An amplifier and electrode triggering system was designed as well.

## Keywords

Electrostimulation, stimulation, direct current, hand, fingers, muscle, nerve, motor point Arduino, Uno, Matlab, DAC, converter, ATmega328, amplifier, triac.

HROZÁŇ, M. *Elektrická stimulace svalových skupin ruky*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 55 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Jiří Sekora.

# Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Elektrická stimulace svalových skupin ruky jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne .....

.....

(podpis autora)

# Poděkování

Ďakujem vedúcemu bakalárskej práce Ing. Jiřímu Sekorovi za metodickú, pedagogickú a odbornú pomoc a ďalšie cenné rady pri spracovaní mojej bakalárskej práce. Taktiež ďakujem predošlej vedúcej semestrálnej práce doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D. vďaka ktorej práca dostala solídny základ.

# Obsah

Abstrakt .....	1
Klíčová slova .....	1
Abstract.....	1
Keywords.....	1
Prohlášení .....	3
Poděkování .....	3
Obsah.....	4
Zoznam obrázkov .....	6
Úvod .....	6
1   Anatómia predlaktia a ruky.....	2
1.1   Kosti.....	2
1.2   Svaly .....	2
1.3   Nervy .....	7
1.3.1   N. ulnaris.....	7
1.3.2   N. medianus .....	8
1.3.3   N. radialis.....	8
2   Elektrické vlastnosti tkanív .....	9
2.1   Elektrické vlastnosti kože .....	9
2.1.1   Elektrický model povrchovej stimulácie .....	9
2.1.2   Reakcia modelu na stály jednosmerný prúd a jeho využitie v praxi .....	10
2.1.3   Reakcia modelu na pulzujúci jednosmerný prúd.....	10
2.1.4   Reakcia modelu na striedavý prúd.....	12
2.2   Elektrické vlastnosti nervového vlákna.....	13
3   Elektrická stimulácia svalov a nervov .....	15
3.1   Stimulácia nervového vlákna.....	15
3.2   Stimulácia inervovaného svalu .....	16
3.2.1   Motorický bod.....	16
3.2.2   Elektródy.....	17
3.2.3   Časová a priestorová sumácia, frekvencia impulzov .....	18

3.2.4	Šírka impulzu, krivka U/t, reobáza a chronaxia.....	19
4	Stimulácia m. abductor pollicis brevis .....	21
4.1	Stimulácia .....	21
4.1.1	Umiestnenie elektródy .....	21
4.1.2	Voľba parametrov impulzu .....	21
4.2	Meranie mechanickej odozvy .....	22
4.2.1	Silomer.....	22
4.2.2	Pripevnenie ruky na stojan so silomerom .....	22
5	Návrh stimulačného systému .....	23
5.1	Definovanie parametrov el. impulzov pre stimuláciu svalov .....	23
5.2	Bloková schéma prístroja .....	24
5.3	Matlab – GUI a odosielanie dát do mikrokontroléra.....	25
5.3.1	Grafické rozhranie programu.....	25
5.3.2	Popis programu .....	26
5.4	Mikrokontrolér Arduino – spracovanie dát a generovanie signálu .....	28
5.5	Hardwarové riešenie .....	31
5.5.1	Optočlen.....	31
5.5.2	Mikrokontrolér.....	32
5.5.3	D/A prevodník .....	32
5.5.4	Zosilňovač signálu .....	33
5.5.5	Koncový stupeň .....	36
5.5.6	Napájací zdroj .....	37
6	Zapojenie a diskusia.....	38
	Záver.....	42
	Použitá literatúra.....	43
	Zoznam skratiek .....	46
	Zoznam príloh na CD .....	47
	Bloková schéma stimulátora.....	48
	Zdrojový kód mikrokontroléra .....	49

# Zoznam obrázkov

Obr. 1: Kostičky ruky a ich rozdelenie podľa typu [30] .....	2
Obr. 2: Mm. anterbrachií, svaly predlaktia: pravá strana, pohľad spredu [1] .....	3
Obr. 3: Mm. anterbrachií, svaly predlaktia: pravá strana, pohľad na radiálnu plochu [1].....	5
Obr. 4: Mm. manus, svaly ruky: pravá strana, palmárna plocha [1] .....	6
Obr. 5: Mm. manus, svaly ruky: pravá strana, palmárna plocha – Hlboká vrstva po odpreparovaní povrchových svalov thenaru a hypothenaru, šliach ohýbačov prstov a mm. Lumbricales [1] .....	7
Obr. 6: Schéma modelu povrchovej stimulácie [3] .....	9
Obr. 7: Odpoveď modelu (z obr. 6) na impulz jednosmerného prúdu pri rôznych časových konštántach jeho trvania [3] .....	11
Obr. 8: Odvodenie hodnoty RMS [21] .....	12
Obr. 9: Zmena potenciálu pri rôznych trvaniach impulzu v nervovom vlákne [3] .....	14
Obr. 10: Odpoveď nervového vlákna na stimuly s postupne zvyšujúcou sa intenzitou [3]....	15
Obr. 11: Mapa motorických bodov horných končatín [5] .....	17
Obr. 12: Sila svalovej kontrakcie produkovaná ako odpoveď na impulzy od 2 do 50 Hz [3]	18
Obr. 13: Krivka U/t normálne inervovaného svalu s vykreslenou chornaxiou a reobázou [3]	20
Obr. 14: Umiestnenie elektródy na ruke pri stimulácii m. abductor pollicis brevis [9].....	21
Obr. 15: Popis pripevnenia ruky k silomeru. 1) silomer 2) nepohyblivá doštička 3) stojan...	22
Obr. 16: Bloková schéma stimulačného systému.....	24
Obr. 17: Grafické rozhranie programu .....	26
Obr. 18: Vývojový diagram tlačítka Start .....	27
Obr. 19: Priebeh pulzov a úloha premenných v programe.....	30
Obr. 20: Vývojový diagram programu mikrokontroléra Atmega328 .....	31
Obr. 21: Mikrokontrolér ATmega328 a popis jeho pinov[31] .....	32
Obr. 22: R-2R prevodník.....	33
Obr. 23: Blokové schéma zosilňovača signálu.....	33
Obr. 24: Schematické zapojenie prvého stupňa zosilňovača .....	34
Obr. 25: Schematické zapojenie druhého a tretieho zosilňovača.....	35
Obr. 26: Schematické zapojenie koncového stupňa.....	36
Obr. 27: Bloková schéma zapojenia hlavných častí napájacieho zdroja.....	37
Obr. 28: Zapojenie komponentov.....	38
Obr. 29: Signál na výstupe prevodníka meraný osciloskopom Owon PDS6062T .....	39



# Úvod

Funkčná elektrická stimulácia je technika umelého aktivovania nervových a svalových vlákien aplikovaním elektrických impulzov do tela. Elektrický impulz vydaný aktívnou katódou prechádzajúci do indiferentnej anódy zapríčiňuje depolarizáciu bunkových membrán v excitabilných tkanivách. Systémy funkčnej elektrickej stimulácie sa radia do troch kategórií: implantované, perkutánne a transkutánne systémy. Pre aplikáciu implantovaných systémov sú vyžadované komplikované operácie – prstencové elektródy sa umiestňujú okolo obnažených nervov. Biokompatibilita takýchto implantovaných systémov je problematická a ich efektívnosť je nepredvídateľná, pre ťažkosti s umiestnením elektód pri operáciách, z dlhodobého hľadiska elektródy v tele migrujú a pre odmietanie elektród mäkkými tkanivami, čo znižuje konvenčnú použiteľnosť tejto metódy.

Perkutánne systémy využívajú ihlové elektródy, ktoré sa vpichujú ku svalu alebo nervu, pre špecifickú stimuláciu jednotlivých tkanív. Avšak táto metóda je tiež náchylná k infekciám a ťažkostiam, pretože elektródy sa do tela vpichujú a zostávajú v ňom počas stimulácie.

Pri transkutánných systémoch problémy s biokompatibilitou a infekciami odpadajú, pretože sú elektródy snímateľné a na kožu sa len prikladajú. Treanskutánná elektrická stimulácia nachádza širokospektrálne využitie v medicíne, športe či pri potláčaní bolesti. V medicíne má terapeutické využitie pri opätovnom získavaní svalovej hmoty po poranení väziva alebo kosti, či pri obnove pohyblivosti v nich. Taktiež nachádza využitie pri obnovení pohyblivosti svalu po mŕtvici alebo inej forme paralyzácie po úrazoch chrbtice, či mozgu. Elektrická stimulácia dokáže znížiť vnímanie bolesti a svoje využitie nachádza pri potláčaní akútnej alebo chronickej bolesti. Oproti analgetickým liečivám sú nenávykové, bez známych bočných efektov. Nízky elektrický prúd zvyšuje prietok krvi a produkuje teplo, ktoré slúži na zmiernenie stuhlosti svalov, zvýšenie mobility a odbúranie bolesti.

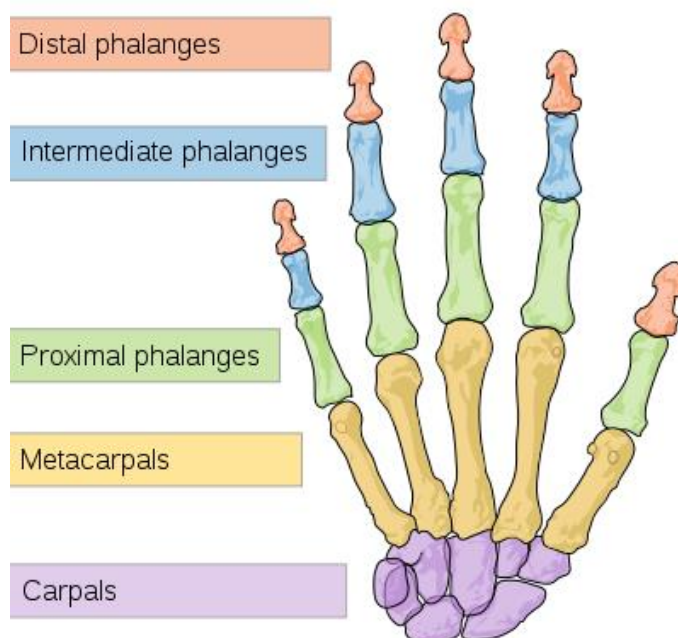
Cieľ použitia elektrickej stimulácie je vylepšenie funkcií ako je úchop ruky pre podporu každodenných činností či využitie takzvaných neuroprostetík pre celkové zlepšenie kvality života – napríklad chôdzu, funkciu močového mechúra i spadnutú klenbu.

# 1 Anatómia predlaktia a ruky

## 1.1 Kosti

Kosti – ossa, sú pevnou oporou mäkkých častí tela, tvoria vnútornú konštrukciu tela a upínajú sa na ne svaly a šľachy. Niektoré kosti slúžia ako páky, ktoré sa pohybujú pomocou skracujúcich sa svalov.

Dlhé kosti predlaktia (ossa anterbrachii) sú: kosť lakt'ová – ulna a vretenná kosť – radius. Kosti ruky sa delia na zápästné (o. carpi), záprstné (o. metacarpi) a na články prstov (o. digitorium manus s. phalanges digitorum). Pre účely tejto práce je dôležité rozpoznávať jednotlivé typy kostičiek, ktoré sú popísané na obrázku 1. [2]



Obr. 1: Kostičky ruky a ich rozdelenie podľa typu [30]

## 1.2 Svaly

Sval – musculus, je aktívnou jednotkou pohybového ústrojenstva. Pre účely tejto bakalárskej práce budú popísané len kostrové svaly predlaktia a ruky. Kostrové svaly sa skladajú z priečne pruhovaných svalových vlákien. U väčšiny svalov sa dá rozlišovať svalové bruško a dva konce – hlava svalu a svalový ohon. Ku kosti sa svaly pripevňujú väzivovým vláknom ktorý nazývame šľacha. Existuje viacero funkcií, ktoré nižšie uvedené svaly vykonávajú: flexia (ohnutie), oponencia, pronácia (rotácia predlaktia „palcom k telu“), supinácia (rotácia predlaktia „maličkom k telu“), extenzia (napnutie), abdukcia (odtiahnutie) a addukcia (pritiahnutie). [1]

Svaly predlaktia sú rozdelené podľa polohy na tri skupiny: predná, radiálna a zadná.

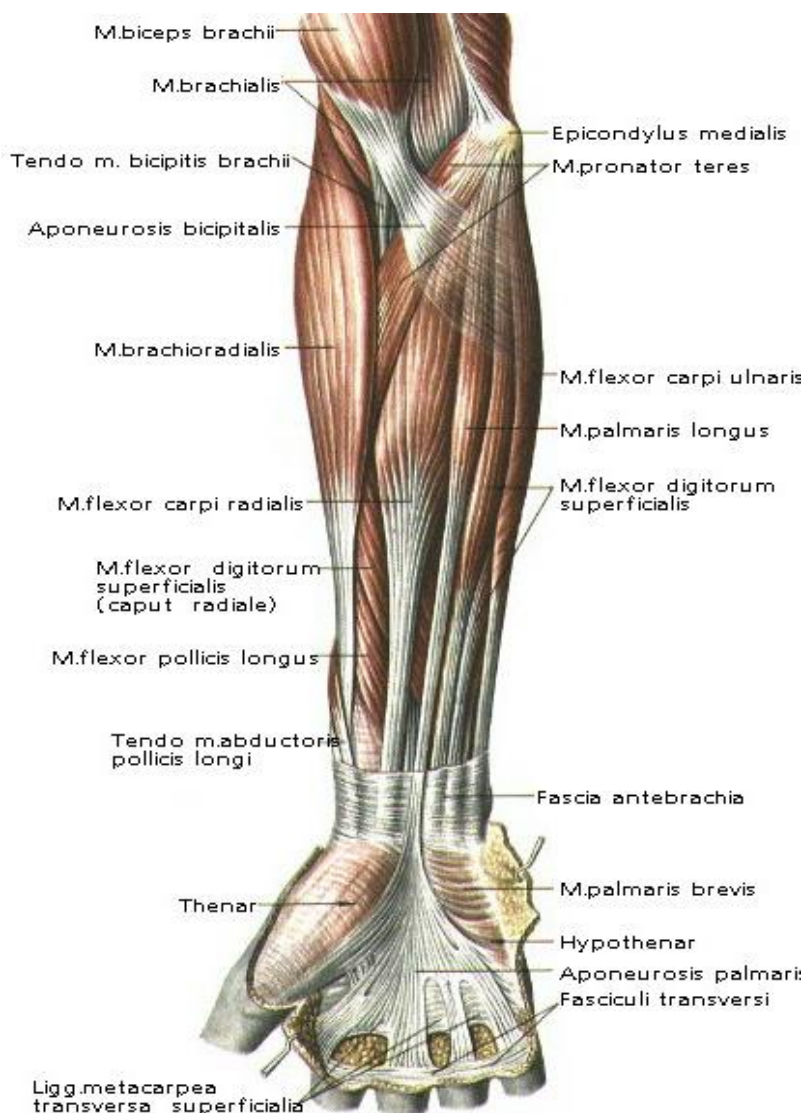
Do prvej - povrchovej vrstvy prednej skupiny svalov predlaktia patria:

M. pronator teres – dvojhlavý sval, pronuje predlaktie a účastní sa na jeho flexii.

M. flexor carpi radialis – ohýba a pronuje ruku.

M. palmaris longus – napína dlaňovú aponeurosu a je prítomný pri flexii ruky.

M. flexor carpi ulnaris – dvojhlavý sval na ulnárnej strane predlaktia, ohýba ruku a je prítomný pri jej dukcii



Obr. 2: Mm. anterbrachii, svaly predlaktia: pravá strana, pohľad spredu. [1]

Do druhej vrstvy prednej skupiny svalov predlaktia patrí len m. flexor digitorum superficialis. Je to dvojhlavý sval krytý priebehom m. flexor carpi radialis m. a palmaris longus, končí štyrmi úponovými šľachami. Sval ohýba stredné články 2. až 5. prstu.

K tretej vrstve prednej skupiny svalov predlaktia sa zaraďujú:

M. flexor digitorum profundus – sval má štyri úponové šľachy, ktoré prebiehajú pod úponovými šľachami m. flexor digitorum superficiales. Ohýbajú 2. až 5. prst v distálnych interfalangových kĺboch.

M. flexor pollicis longus – ohýba posledný článok palca.

Štvrtú vrstvu tvorí jediný sval m. pronator quadratus - pronuje predlaktie.

Laterálnu skupinu svalov tvoria:

M. brachioradialis – ohýba ruku v lakt'ovom kĺbe a podieľa sa pri pronácii a supinácii radia.

M. extensor carpi radialis longus – pomáha ohýbať ruku v lakt'ovom kĺbe, extenduje ruku a účastní sa pri jej radiálnej dukcii.

M. extensor carpi radialis brevis – z časti je proximálne prekrytý svalom m. extensor carpi radialis longus, distálne vbieha pod m.abductor pollicis longus a m. extensor pollicis brevis. Extenduje ruku a z časti robí jej radiálnu dukciu.

V zadnej skupine sú svaly rozdelené na povrchovú a hlbokú vrstvu. K povrchovej patria:

M. extensor carpi ulnaris - ulnárnym smerom abdukuje ruku, ktorú tiež extenduje.

M. extensor digitorum – Povrchový sval, v polovici sa delí na štyri šľachy, ktoré sa upínajú na 2. až 5. prst. Šľachy sa pri koncoch rozdeľujú na tri prúžky, bočné sa upínajú na bázy posledného článku a prostredný na bázu stredného článku. Sval natáhuje prsty a pomáha pri extenzii ruky.

M. extensor digiti minimi - povrchový sval ktorý natáhuje malíček.

Hĺbkovú vrstvu tvoria:

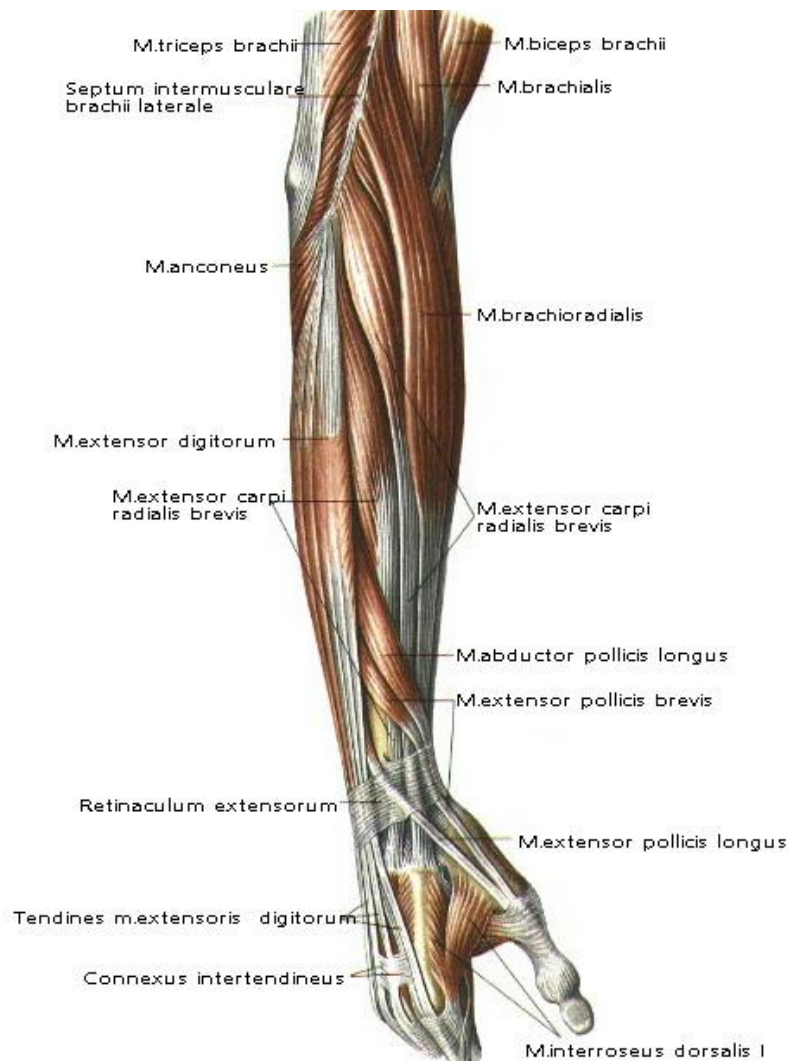
M. supinator - sval supinuje predlaktie a spolupracuje pri extenzií v lakt'ovom kĺbe.

M. abductor pollicis longus - Jeho začiatok kryjú svaly m. extensor carpi radialis brevis a m. extensor digitorum. Sval odťahuje palec a účastní sa pri radiálnej dukcií celej ruky.

M. extensor pollicis brevis - natáhuje a podieľa sa na abdukcií palca.

M. extensor pollicis longus - natáhuje palec z časti ho abdukuje.

M. extensor indicis - sval niekedy chýba, natáhuje ukazovák. [1]



Obr. 3: Mm. anterbrachii, svaly predlaktia: pravá strana, pohľad na radiálnu plochu. [1]

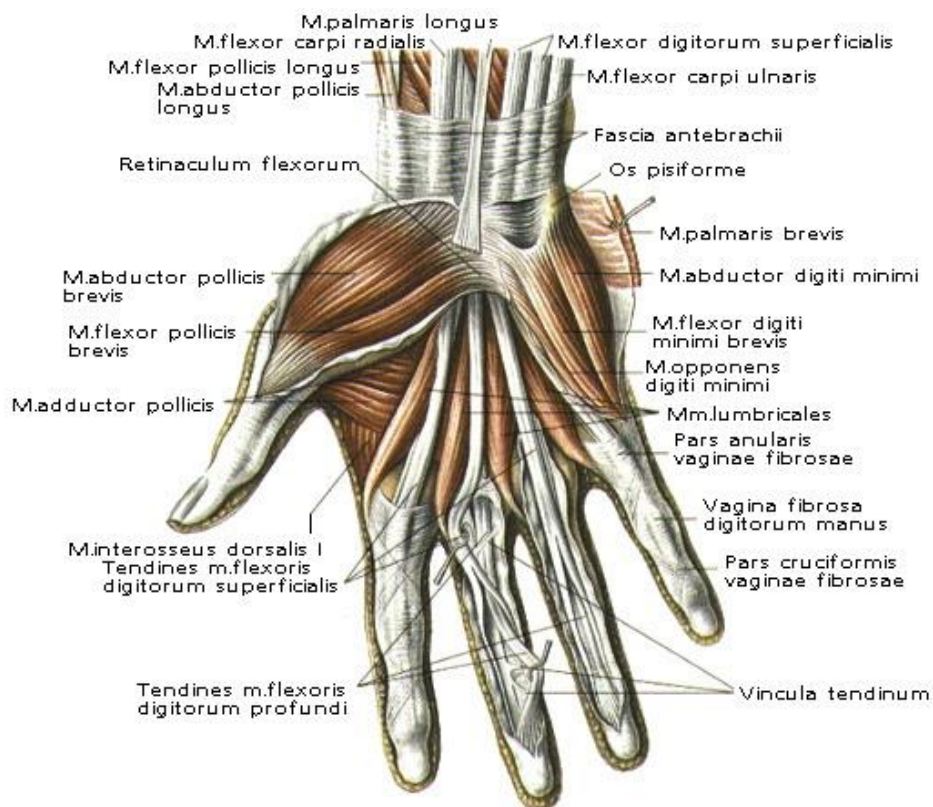
Svaly ruky sa podľa uloženia delia na: svaly intermetakarpálnych priestorov a svaly dlane, ktoré sa ďalej delia na svaly thenaru, hypothenaru a na strednú skupinu dlaňových svalov.

Svaly thenaru: m. abductor pollicis brevis – je najpovrchovejšie uložený na laterárnej strane palcového valu. Za miernej opozície odťahuje palec. Účastní sa pri flexii proximálneho falangu.

M. flexor pollicis brevis – povrchový sval ohýbajúci palec v metakarpofalangovom kĺbe.

M. opponens pollicis – sval uložený pod m. abductor pollicis brevis, stavia palec do opozície.

M. adductor pollicis – je najhlbší z thenarových svalov. Pritahuje palec a účastní sa pri jeho ohýbaní v metakarpofalangovom kĺbe.



Obr. 4: Mm. manus, svaly ruky: pravá strana, palmárna plocha.[1]

Svaly hypothenaru: m. palmaris brevis - napína palmárnu aponeurosu, pričom pôsobí zvrásnenie kože hypothenaru.

M. abductor digiti minimi – povrchovo uložený sval, odťahuje malíček a je tiež prítomný pri flexii v metakarpofalangovom kĺbe malíčka.

M. flexor digiti minimi brevis – zvrchu je čiastočne krytý snopcami m. palmaris brevis, podieľa sa na ohýbaní malíčka v metakarpofalangovom kĺbe a účastní sa pri jeho abdukcii.

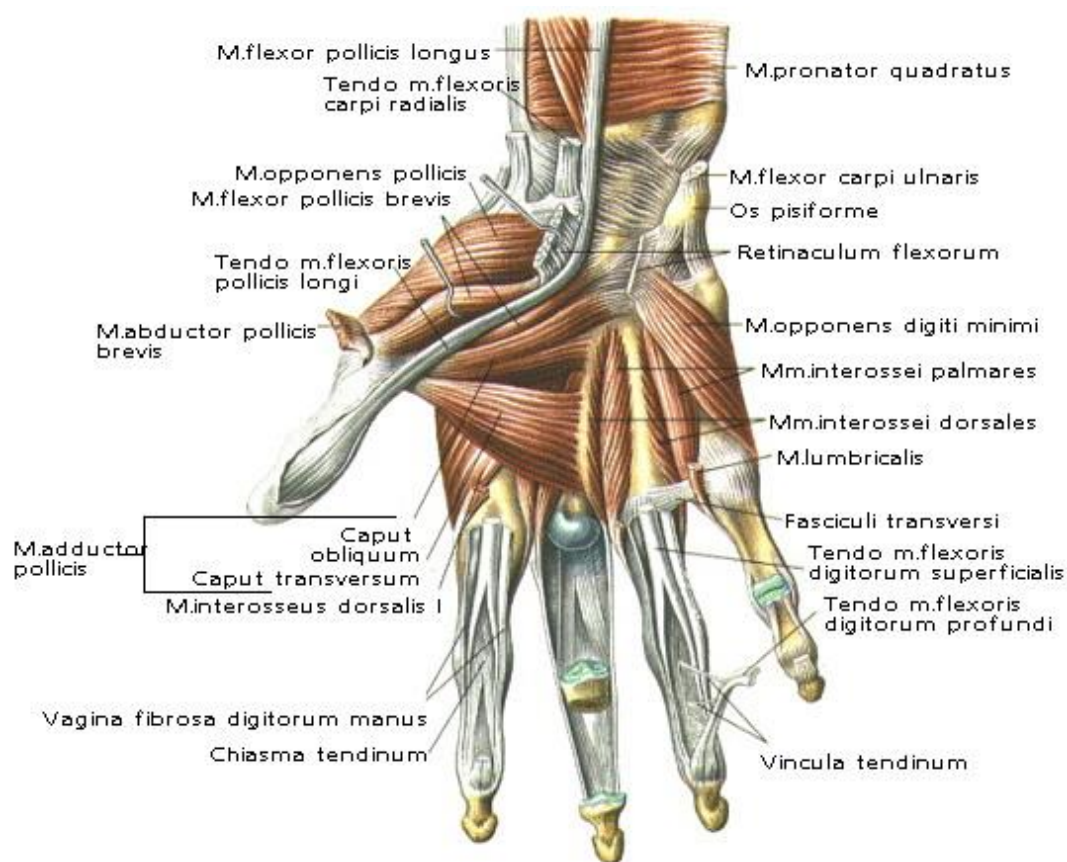
Opponens digiti minimi – pri ulnárnom okraji je čiastočne krytý m. flexor digiti minimi. Stavia malíček oproti palcu.

Strednú skupinu dlaňových svalov tvoria mm. lumbricales – sú to štyri drobné vretenovité svaly, ohýbajú 2. až 5. prst v metakarpofalangových kĺboch a ťažia ich v interfalangových kĺboch.

Svaly intermetakarpálnych priestorov: musculi interossei palmares – sú to tri svaly v intermetakarpálnom priestore 2., 3. a 4. prstu. Ohýbajú 2., 4. a 5. prst v metakarpofalangových kĺboch, extendujú ich v interfalangových kĺboch a tiež ich priťahujú k ose idúcej k tretiemu prstu.



Musculi interossei dorsales – svaly vyplňajúce dorzálnu časť 1. až 4. intermetakarpálneho priestoru. V interfalangových kĺboch 2. až 4. prst extendujú a ohýbajú ich v metakarpofalangových kĺboch. [1]



Obr. 5: Mm. manus, svaly ruky: pravá strana, palmárna plocha – Hlboká vrstva po odpreparovaní povrchových svalov thenaru a hypothenaru, šliach ohýbačov prstov a mm. lumbricales.[1]

### 1.3 Nervy

Nerv – nervus, je zväzok neurónov ktorý vedie signály z CNS do svalov a orgánov a signály zo senzorických buniek a orgánov naspäť do CNS. Nervy sa delia na motorické – inervujú somatické svaly, kde sú zakončené motorickými platničkami, senzitivne – tvoria ich rôzne receptory v orgánoch a tkanivách skadiaľ vedú podráždenia do CNS, a na vegetatívne vlákna nervového systému ktoré smerujú k hladkým svalom, vnútorným orgánom a cievam.

Predlaktie a ruku inervujú tri hlavné nervy: n. ulnaris, n. medianus a n. radialis. Nižšie budú popísané len motorické nervy a ich vetvy. Senzorické nervy, ktoré inervujú kožu, pre nás nie sú zaujímavé. [2]

#### 1.3.1 N. ulnaris

Nervus ulnaris, nerv lakt'ový vychádza z krčných stavcov C7 a C8. V paži vysiela vetvu *rami musculares n. ulnaris* - inervuje sval m. flexor carpi ulnaris a tiež preulnárnú časť m.

flexor digitorum profundus; vo vnútri m. flexor digitorum sa spájajú vetvy n. ulnaris s vetvou n. medianus, ktorá inervuje druhú časť svalu.

*Ramus superficialis n. ulnaris* sa oddeľuje z hlavného kmeňa a delí sa na povrchový r. superficialis a hlboký r. profundus. Svalová vetva r. superficialis inervuje m. palmaris brevis.

*Ramus profundus n. ulnaris* sa oddeľuje z kmeňa nervu pri radiálnej strane os pisiforme. Vysiela vetvu rr. musculares, ktorá inervuje svaly thenaru: m. abductor pollicis brevis a m. flexor pollicis brevis, tiež inervuje svaly hypothenaru: m. abductor digiti minimi, m. flexor digiti minimi brevis a k m. opponens digiti minimi a tiež k svalom stredného priestoru dlane: m. lumbricalis (III a IV) a k muscui interossei palmares a muscui interossei dorsales. [2]

### 1.3.2 N. medianus

Nervus medianus, nerv stredový (C8 a Th1), je vytvorený spojením radix lateralis a radix medialis.

Na predlaktí odstupujú rr. musculares (svalové vetvy) z kmeňa n. medianus vo výške epicondylus medialis humeri a inervujú svaly: m. pronator teres, m. flexor carpi radialis, m. palmaris longus a m. flexor digitorum superficialis.

*N. interosseus (antebrachii) anterior* vychádza z kmeňa n. medianus v úrovni m. pronator teres a inervuje nasledujúce nervy: m. flexor pollicis longus, m. flexor digitorum profundus (radiálna časť pre 2. a 3. prst) a m. pronator quadratus

*Nn. digitales palmares communes I, II, III* vznikajú rozvetvením hlavného kmeňa n. medianus. Odstupujú na úrovni distálneho okraja retinaculum flexorum, ležia pod aponeurosis palmaris a pod arcus palmaris superficiales. Vydávajú nasledujúce svalové vetvy: *n. digitalis palmaris communis I* - inervuje svaly m. abductor pollicis brevis, m. flexor pollicis brevis, m. opponens pollicis a m. lumbricalis I, taktiež *n. digitalis palmaris communis II* inervujúca m. lumbricalis II a *n. digitalis palmaris communis III* inervujúca m. lumbricalis III. [2]

### 1.3.3 N. radialis

Vychádza z C5 – C8 a Th1, vysiela nasledujúce vetvy, inervujúce svaly predlaktia a dlane. Rr. musculares n. radialis v oblasti laktového kĺbu idú k m. brachioradialis a k m. extensor carpi radialis longus.

*Ramus profundus* vystupuje z hlavného kmeňa vo výške laterálneho epikondylu humeru. Vydáva vetvy rr. musculares ku svalom predlaktia: m. supinator, m. extensor carpi radialis brevis, m. extensor digitorum, m. extensor digiti minimi, m. extensor carpi ulnaris, m. abductor pollicis longus, m. extensor pollicis brevis, m. extensor pollicis longus a m. extensor indicis. [2]



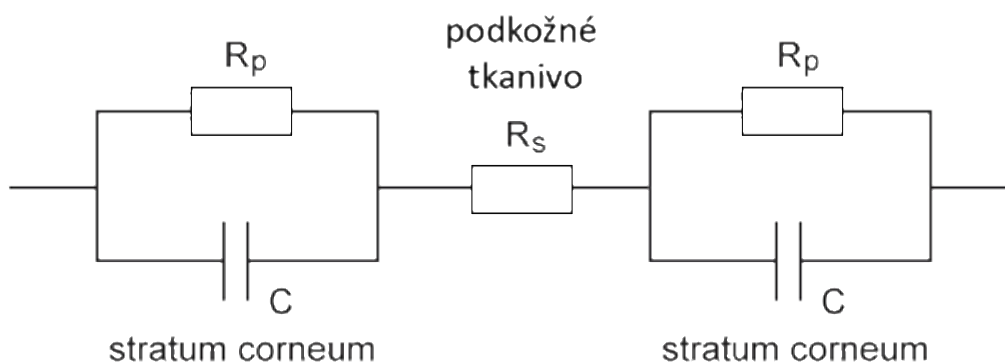
## 2 Elektrické vlastnosti tkanív

### 2.1 Elektrické vlastnosti kože

Invazívne štúdie bioelektrických vlastností nervov a svalov dali dobrý základ pre štúdium neinvazívnych metód stimulácie. Tieto znalosti, ako intenzita prúdu, doba aplikácie, tvar a frekvencia impulzov sa využívajú pri vyvolaní špecifickej fyziologickej odozvy svalu či nervu na stimuláciu. Neinvazívne metódy aplikácie elektrického prúdu komplikujú elektrické vlastnosti kože, ktorá má komplexnú elektrickú charakteristiku. Tá musí byť pri stimulácii braná do úvahy. [3] [5]

#### 2.1.1 Elektrický model povrchovej stimulácie

Koža je tvorená viacerými vrstvami. Najvrchnejšia vrstva, stratum corneum, je suchý nevodič separujúci vodivé, hydratované vlákna tela od okolia. Tvorí ju zväčša keratín-pozostatok po mŕtvych bunkách, ktoré sú vytláčané k povrchu kože. Cez kožu prenikajúce vlasy/chlpy a potné žľazy sú brané ako vodivé miesta, cez ktoré môže prúdiť elektrický prúd do tela. Keď priložíme na kožu elektródu, vytvorí sa teda situácia kde sú dva vodiče oddelené nevodičom, čo vytvára kapacitor. Ako je vysvetlené vyššie, koža je nevodič, ktorým však prúd preteká a tým pádom má nejaký odpor. Preto môžeme danú situáciu brať ako paralelne zapojený odpor a kapacitor.



Obr. 6: Schéma modelu povrchovej stimulácie [3]

C je kapacita stratum corneum,  $R_p$  reprezentuje odpor ktorý prekonáva elektrický signál pri prechode potnými žľazami a prienikmi chlupov.  $R_s$  je odpor, reprezentujúci stimulovanú vrstvu podkožného tkaniva medzi anódou a katódou. Veľkosti  $R_p$  a C závisia na veľkosti použitej elektródy, či hydratovanosti kože. Ak stimulujeme pod kožou aj nervy, tiež dochádza k úbytku na veľkosti impulzu, pretože nervy majú analogické vlastnosti ku koži. Bližšie je to je rozobrané v kapitole 2.1.4. Odpor elektród v našom modeli zanedbávame. [3]

### 2.1.2 Reakcia modelu na stály jednosmerný prúd a jeho využitie v praxi

Ak je k okruhu pripojený zdroj stáleho jednosmerného napätia, prúd bude pretekať tromi odpormi a dvoma kapacitormi, pokiaľ tieto kapacitory nenabije. Po nabití kapacitorov sa pretekánie prúdu nimi zastaví a prúd ďalej preteká len rezistormi - veľkosť prúdu je menšia, než bola na začiatku zahájenia stimulácie.

Najväčší úbytok napätia je pozorovaný pri stratum corneum a to je jeden z dôvodov, prečo sa stály jednosmerný prúd na povrchovú stimuláciu nevyužíva. Druhým, dôležitejším dôvodom, je skutočnosť, že nervy nie sú voči stálemu jednosmernému prúdu dostatočne senzitívne, pretože sa mu rýchlo prispôbia. S konštantnou aplikáciou jednosmerného prúdu sa prah reakcie nervu na vonkajší podnet neustále zvyšuje, až dosiahne úroveň, ktorá na stimuláciu nereaguje. Prispôbivosť na elektrický prúd je popísaná v ďalšej kapitole.

Stály jednosmerný prúd však nachádza svoje využitie pri iontoterapii. Pomocou iontoteriepie sme schopní dostať pod kožu rôzne makromolekuly, ktoré majú na tkanivá žiadúce účinky. Chemická zlúčenina musí byť elektricky nabitá, aby metóda fungovala. [3]

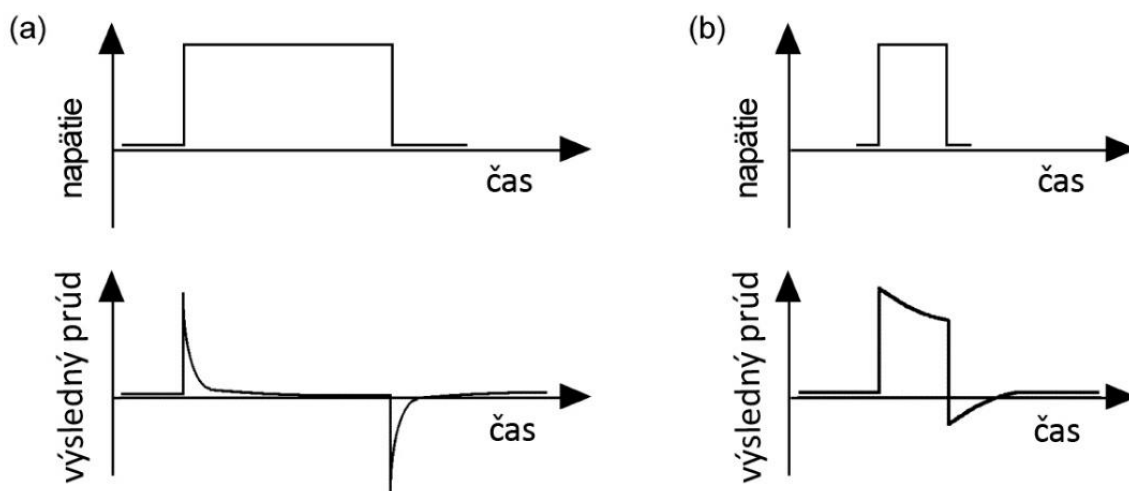
Pre výpočet tečúceho prúdu modelom je nutné určiť hodnoty  $C$ ,  $R_p$  a  $R_s$ . Ak použijeme elektródu s povrchom  $10\text{cm}^2$  a typická kapacitancia kože je  $0,05\text{ }\mu\text{F}\cdot\text{cm}^{-2}$ , tak hodnota  $C$  bude  $0,5\text{ }\mu\text{F}$ . Paralelne umiestnená impedancia vynásobená plochou stratum corneum je typicky  $10\text{ k}\Omega\cdot\text{cm}^2$ . Pre elektródu o ploche  $10\text{ cm}^2$  paralelný odpor  $R_p$  činí  $10\text{ k}\Omega\cdot\text{cm}^2/10\text{ cm}^2 = 1\text{ k}\Omega$ . Odpor podkožného tkaniva  $R_s$  je typicky  $200\text{ }\Omega$ .

Keď modelom tečie stály jednosmerný prúd, kapacitory sa nabijú a netečie nimi žiaden prúd, takže hodnota  $C$  sa zanedbáva. Kombinácia elektród a podkožného tkaniva sa správa ako tri v sérii zapojené rezistory. Výsledný odpor je  $1000\text{ }\Omega + 200\text{ }\Omega + 1000\text{ }\Omega = 2200\text{ }\Omega$ . Pri aplikovaní napätia  $40\text{ V}$  je tečúci prúd modelom  $18,2\text{ mA}$ , čo je vypočítané zo vzťahu (1).

$$I = \frac{U}{R} \quad (1)$$

### 2.1.3 Reakcia modelu na pulzujúci jednosmerný prúd

Ak je do okruhu na obrázku 6 vyslaný pulzujúci jednosmerný prúd, počiatočná veľkosť prúdu pretekajúca cez  $R_s$  bude vysoká, no opäť sa rapídne zníži, keď sa kapacitor nabije. Časová konštanta pre nabitie kapacitora je úmerná vzťahu  $R_s \cdot C$ . Obrázok 7 zobrazuje efekt dĺžky pravouhlého stimulačného impulzu na tok prúdu.



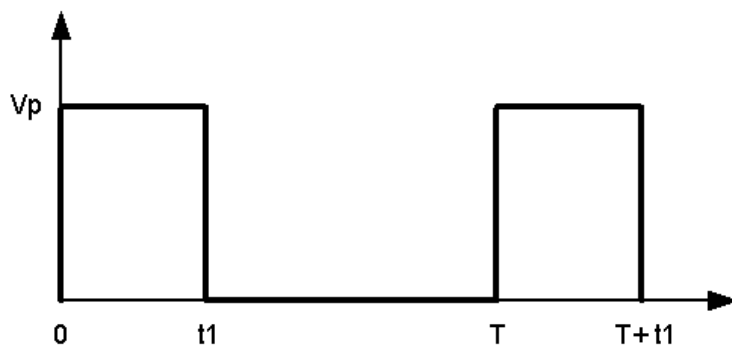
Obr. 7: Odpoveď modelu (z obr. 6) na impulz jednosmerného prúdu pri rôznych časových konštantách jeho trvania. [3]

V prvom prípade (a) je trvanie stimulačného impulzu dlhé, takže sa kapacitory stihnú nabiť a prúd rýchlo klesá k nízkym hodnotám prúdu prepusteného cez rezistory. Teda ak je odpor pokožky vysoký, hodnoty prepusteného prúdu klesnú na minimum. Ku koncu aplikácie impulzu sa kapacitory vybíjú a produkujú negatívne nabitý výboj prúdu. Nervové vlákna umiestnené pod stimulovaným miestom teda zaznamenávajú dva stimulačné podnety. Jeden na začiatku a druhý na konci stimulujúceho pulzu. Čo sa týka stimulácie nervu, je väčšina dodaného prúdu neefektívna.

V druhom prípade (b) je však prúd využitý efektívnejšie. Doba trvania impulzu je skrátená natoľko, že sa kapacitor nestihne plne nabiť a teda intenzita prúdu klesá len minimálne po dobu vysielania impulzu. Intenzita prúdu zostáva dostatočne vysoká počas pôsobenia impulzu, čím sa dosahuje väčšej efektivity stimulácie než v prvom prípade.

Pre výpočet tečúceho prúdu modelom pre pulzné jednosmerné napätie je okrem už známych hodnôt  $C$ ,  $R_p$  a  $R_s$  nevyhnutné vypočítať efektívnu hodnotu napätia generovaných obdĺžnikových impulzov RMS. Túto hodnotu počítame podľa nasledujúceho vzťahu(2).

$$RMS = V_p \sqrt{\frac{t_1}{T}} \quad (2)$$



Obr. 8: Odvodenie hodnoty RMS [21]

Kde  $V_p$  je veľkosť amplitúdy,  $t_1$  je šírka signálu a  $T$  je šírka pauzy, kedy je hodnota napätia nulová. V navrhovanom systéme budeme stimulovať krátkymi pulzami s maximálnou amplitúdou  $V_p = 40$  V, maximálnou šírkou impulzu  $t_1 = 0,6$  ms s frekvenciou opakovania 50 Hz pričom perióda opakovania  $T+t_1$  je 20 ms. Hodnota  $T$  bude teda 19.4 ms. V prípade, že je použitý symetrický bifázický impulz, sa šírky trvania tohto pulzu sčítavajú.

Vypočítaná hodnota RMS s vyššie uvedenými parametrami je 7 V. Za predpokladu, že uvažované kapacity sa za čas  $t_1$  nestihnú nabiť, cez ne prúd pretečie bez odporu. Tým pádom uvažujeme odpor  $R_p$  ako nulový a teda jediný odpor, cez ktorý prúd tečie je  $R_s = 200 \Omega$ . Po dosadení týchto hodnôt do vzťahu (1) prúd pretekajúci tkanivom je 35 mA. [3] [12] [21]

#### 2.1.4 Reakcia modelu na striedavý prúd

Striedavý prúd sínusového priebehu je zaujímavý od kilohertzových frekvencií. Vo fyzioterapii sa využívajú Ruské prúdy (2,5 kHz) a interferenčné prúdy (4 kHz). Pri použití vysokých frekvencií je hlavnou výhodou nízka impedancia ktorú má stratum corneum. Impedancia stratum corneum je výsledná impedancia  $C * R_p$  (obr. 6). Kapacitancia  $C$  je vysoko závislá na použitej frekvencii. Impedanciu kapacitora  $C$  počítame pomocou vzorca:

$$Z_c = \frac{1}{2\pi f C} \quad (3)$$

Kde  $Z_c$  je impedancia a  $f$  je frekvencia striedavého prúdu. Ak použijeme elektródu s povrchom  $10 \text{ cm}^2$  a typická kapacitancia kože je  $0,05 \mu\text{F} \cdot \text{cm}^{-2}$ , tak  $C$  bude  $0,5 \mu\text{F}$ . Z vyššie uvedeného vzorca vyplýva nasledovné: ak použijeme prúd s frekvenciou 50Hz, impedancia  $Z_c$  bude  $6400 \Omega$ , pri frekvencií 500 Hz to bude  $640 \Omega$  a pri frekvencií 5k Hz bude impedancia kože  $64 \Omega$ .

Táto úvaha by bola správna, ak by koža mala čisto vlastnosti kondenzátora. Keď do úvahy zoberieme paralelne zapojený odpor kožných prienikov, výsledná impedancia stratum corneum je nižšia. Významne sa daná skutočnosť prejaví pri nižších frekvenciách. Paralelne umiestnená impedancia vynásobená plochou stratum corneum je typicky  $10 \text{ k}\Omega\cdot\text{cm}^2$ . Pre elektródu o ploche  $10 \text{ cm}^2$  paralelný odpor  $R_p$  činí  $10 \text{ k}\Omega\cdot\text{cm}^2/10 \text{ cm}^2 = 1\text{k}\Omega$ . Aplikujeme paralelne tento odpor do predchádzajúcich výpočtov a dostaneme nasledujúce: Pri frekvencií 5 kHz je kapacitívna impedancia  $64 \Omega$ , paralelné zapojenie  $1 \text{ k}\Omega$  nevyvolá žiadny významný rozdiel vo výslednej impedancií. Pri 500 Hz sa impedancia zníži výrazne pod  $640 \Omega$ . Pri frekvencií 50 Hz nastáva najvýraznejšia zmena. Paralelné zapojenie  $1 \text{ k}\Omega$  odporu zníži celkovú kapacitívnu impedanciu zo  $6400 \Omega$  na  $985 \Omega$ . Pre výpočet hodnoty tečúceho prúdu cez model na obrázku 6 použijeme vzťah (4).

$$I = \frac{U}{Z} \quad (4)$$

Subkutánna impedancia  $R_s$  je typicky  $200 \Omega$ . Súčet celkovej impedancie pri 50 Hz je teda  $2Z_{sc} + R_s$ , čo je vo výsledku  $2170 \Omega$ . Po dosadení tejto hodnoty za  $Z$  a veľkosti napätia  $U = 40 \text{ V}$  dostaneme veľkosť pretekajúceho prúdu  $I = 18,4 \text{ mA}$ . [3]

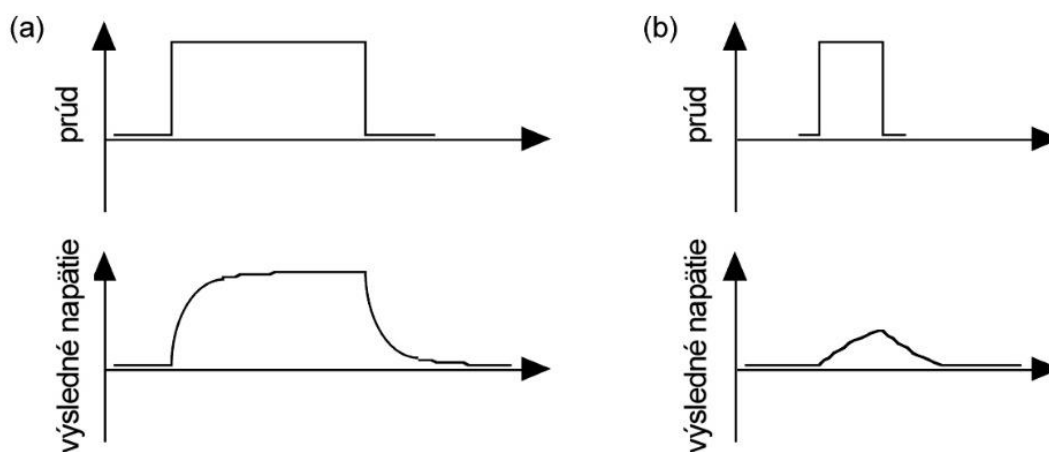
## 2.2 Elektrické vlastnosti nervového vlákna

Elektrické vlastnosti nervového vlákna sú analogické k elektrickým vlastnostiam kože. Jedná sa v podstate o úplne rovnaký model, pretože membrána nervového vlákna sa skladá (ako každá bunková membrána) z fosfolipidovej dvojvrstvy a molekúl proteínov. Fosfolipidová dvojvrstva je izolátor. Hydrofóbne konce fosfolipidov separujú vodivú extracelulárnu a intracelulárnu tekutinu - tvoria kapacitor. Integrálne proteíny, ktoré prechádzajú cez membránu slúžia ako vodivé kanály. Membrána sa teda elektricky opäť správa ako kapacitor paralelne zapojený s odporom. Intracelulárna tekutina sa správa ako odpor. Ak stimulujeme nervové vlákno, prúd na jednom mieste do vlákna vniká, prechádza intracelulárnou tekutinou (odpor) a na inom mieste z vlákna vychádza (opäť kapacitor a paralelne zapojený odpor). Vzniká nám teda úplne totožná situácia ako pri stimulácii kože. (Obr. 6)

Ak chceme excitovať nervové vlákno, teda vyvolať požadovaný vzruch, musí byť na membráne vyvolaný akčný potenciál. Membránový potenciál musí byť zmenený z pokojovej hodnoty na nadprahovú hodnotu. Pre excitáciu nervu nie je teda dôležitý potenciálový rozdiel vo vnútri vlákna ( $R_s$ ), ale rozdiel na membráne vlákna ( $C+R_p$ ).

Pri použití striedavého prúdu, potenciálový rozdiel vo vnútri vlákna bude nižší, pri použití vyššej frekvencie, keďže sa membrána správa ako kapacitor. Zníženie membránovej impedancie so zvýšením frekvencie znamená, že na  $R_s$  bude prítomný vyšší potenciálový rozdiel a zároveň na  $C$  a  $R_p$  bude prítomný nižší potenciálový rozdiel. To vedie k záveru, že čím vyššia frekvencia striedavého prúdu využívaného na stimuláciu nervu je použitá, tým

menej nerv na stimuláciu reaguje. V praxi to znamená, že so zvyšovaním frekvencie sa efektivita stimulácie nezvyšuje, ako by sa mohlo zdať z minulej kapitoly, no naopak, samotné nervové vlákno sa stáva voči stimulácii nesenzitívnym. Teoreticky by sme intenzitu stimulácie zvyšovať mohli, no to by viedlo k vysokému toku prúdu kožou, rozptýleniu elektrickej energie a potenciálnemu poškodeniu tkaniva. Preto sú striedavé prúdy nad 10 kHz pri nervových stimuláciách neefektívne.



Obr. 9: Zmena potenciálu pri rôznych trvaniach impulzu v nervovom vlákne[3]

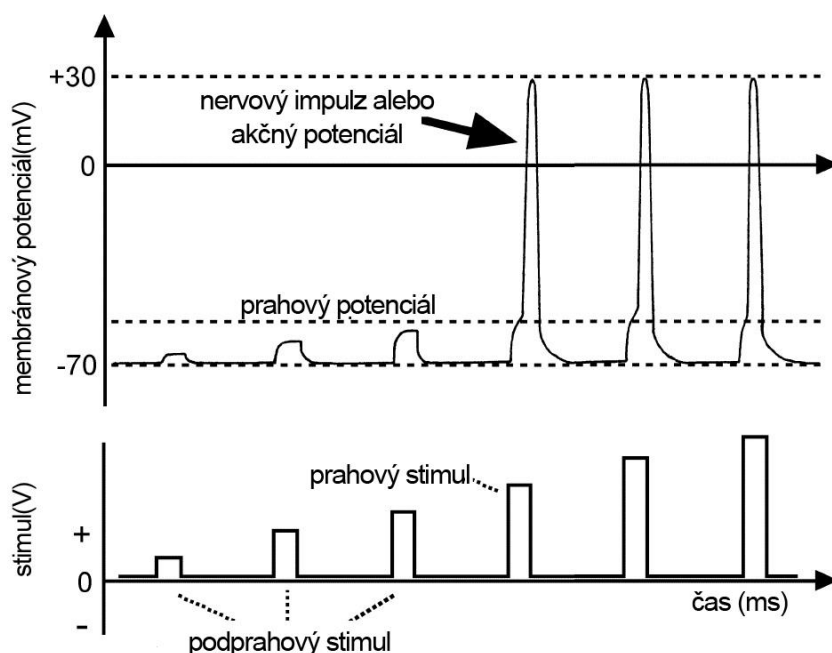
Pri stimulácii jednosmerným prúdom sú dlhé impulzy neefektívne, pretože väčšina energie sa stratí v stratum corneum a pulz má tvar popísaný na obrázku 7 (a). S použitím kratšieho prúdu sa v stratum corneum stratí omnoho menej energie a prúd idúci cez tkanivá má dostatočnú silu na excitáciu nervu. Ak je však pulz príkrátky, nie je dostatok času pre nabitie kapacitoru v membráne a tak nepríde k požadovanej nadprahovej excitácii. [3]

### 3 Elektrická stimulácia svalov a nervov

Keď je nervové vlákno v pokojovom stave, rozdiel potenciálov medzi intracelulárnou a extracelulárnou tekutinou je zhruba  $-70$  mV. Ide o kľudový potenciál. Ak vláknom prejde prúd o dostatočnej intenzite, potenciálový rozdiel stúpne a môže byť dostatočný pre depolarizáciu membrán a dochádza k stimulácii. Depolarizácia sa prenáša po celej dĺžke nervu a je nerozpoznateľná od normálneho nervového impulzu. Hlavným cieľom stimulácie je teda poskytnúť dostatočný (no nie priveľký) impulz na vyvolanie akčného potenciálu, ktorý membránu depolarizuje. [3] [8]

#### 3.1 Stimulácia nervového vlákna

Pre úspešnú stimuláciu nervového vlákna musíme vyvolať akčný potenciál. Aby sme to dosiahli, rozdiel potenciálov musí nadobudnúť vyššej hodnoty, než je prahový potenciál. Stimulácia ktorá nevyvolá vyššie hodnoty než je prahový potenciál nevyvolá žiadnu reakciu. Prahový potenciál sa u väčšiny excitabilných membrán pohybuje od 5 mV do 15 mV nad kľudovým potenciálom. Ak je stimulácia úspešná, nastáva depolarizácia, potenciál prudko narastá zhruba do hodnoty  $+30$  mV a následne klesá pod hodnoty pokojového stavu – nastáva hyperpolarizácia. Predošlý proces trvá cca 1 ms. Hyperpolarizácia trvá cca 10 ms a za túto dobu membrána odpočíva a je voči ďalšej excitácii odolnejšia (prahový potenciál je znateľne vyšší). Návrat membránového potenciálu z depolarizovaného, či hyperpolarizovaného stavu označujeme ako repolarizácia.



Obr. 10: Odpoveď nervového vlákna na stimuly s postupne zvyšujúcou sa intenzitou [3]

Pre vydarenú stimuláciu sú dôležité tri vlastnosti generovaného impulzu. Prvým je veľkosť amplitúdy – čím je väčší pulz, tým rýchlejšie sa dosiahne prahová hranica. Druhým je šírka (trvanie) impulzu. Čím je impulz širší, tým viac času vlákno má na dosiahnutie nadprahových hodnôt. Treťou je rýchlosť narastania intenzity impulzu. Ak intenzita rastie príliš pomaly, nervové vlákno má schopnosť prispôbiť sa pomalým zmenám – s pomaly rastúcim prúdom pomaly narastá aj prahový potenciál. Pre úspešnú stimuláciu je vtedy nutné dosiahnuť niekoľkonásobne vyššej intenzity než je normálna prahová hodnota. [3] [8]

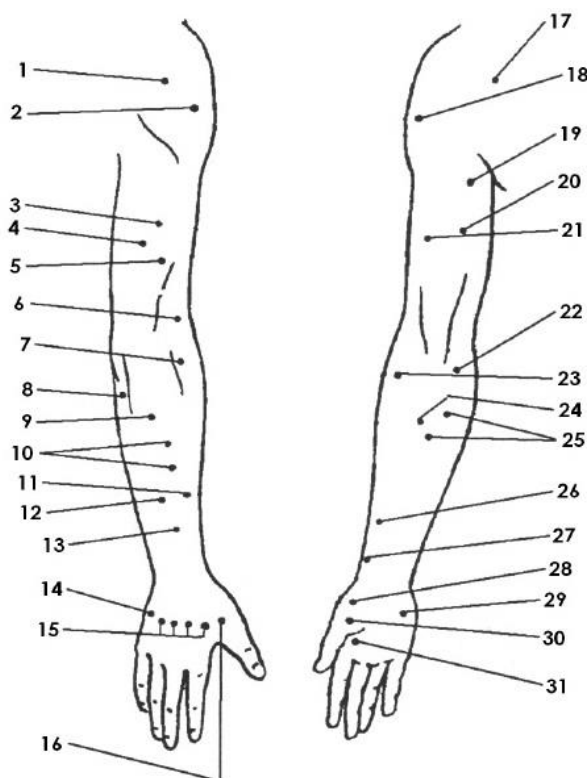
### **3.2 Stimulácia inervovaného svalu**

Ak je sval inervovaný intaktne, povrchová stimulácia vyvolá motorickú odozvu. Najväčšej efektivity je dosahované pri stimulácii motorického nervového vlákna -  $\alpha$ -motoneurónu. Najpodstatnejším dôvodom stimulácie nervového vlákna je potreba omnoho menšej časovej konštanty k jeho depolarizácii než k depolarizácii svalového vlákna. Nastáva tu však problém - ak chceme stimulovať jednotlivé svaly selektívne, často nemôžeme stimulovať jednotlivé  $\alpha$ -motoneuróny samostatne - stimulujú sa celé skupiny svalov inervované daným  $\alpha$ -motoneurónom, čo v niektorých prípadoch môžeme považovať za nežiadúci jav. Najlepších výsledkov pri individuálnej stimulácii svalov sa teda dosahuje pri stimulovaní motorického bodu svalu. [3] [5]

#### **3.2.1 Motorický bod**

Motorický bod je obvykle miesto v ktorom nerv inervuje sval. Obsahuje najvyšší počet motoneurónov a pri povrchovej stimulácii elektrickým prúdom je možné vyvolať kontrakciu svalu za použitia najnižšej intenzity prúdu. Väčšinou sa nachádza v proximálnej tretine svalu. Treba podotknúť, že niektoré motorické body nevyhovujú vyššie uvedenému, napríklad, najvhodnejším miestom pre stimuláciu môže byť oblasť, kde je sval najbližšie k povrchu, pretože ho na štandardne najvhodnejšom mieste prekryva iný sval. Motorické body bývajú zhodné s akupunktúrnymi bodmi. [5] [6]





Obr. 11: Mapa motorických bodov horných končatín. [5]

1 – *m. deltoideus* – zadná časť; 2 – *m. deltoideus* – stredná časť; 3 – *m. triceps brachii* – *c. longum*; 4 – *m. triceps brachii* – *c. mediale*; 5 – *m. triceps brachii* – *c. laterale*; 6 – *m. brachioradialis*; 7 – *m. extensor carpi rad. longus*; 8 – *m. flexor carpi ulnaris*; 9 – *m. extensor carpi ulnaris*; 10 – *m. extensor digitorum*; 11 – *m. abductor poll. longus*; 12 – *m. extensor dig. minimi*; 13 – *m. extensor pollicis longus*; 14 – *m. abductor dig. min.*; 15 – *mm. Interossei dorsales*; 16 – *m. abductor pollicis*; 17 – *m. deltoideus* – predná časť; 18 – *m. deltoideus* – stredná časť; 19 – *m. coracobrachialis*; 20 – *m. biceps* – *c. breve*; 21 – *m. biceps* – *c. longum*; 22 – *m. pronator teres*; 23 – *m. brachioradialis*; 24 – *m. flexor carpi radialis*; 25 – *m. flexor digit. superfic.*; 26 – *m. flexor pollicis longus*; 27 – *m. pronator quadratus*; 28 – *m. abduct. poll. brevis*; 29 – *m. abduct. dig. minimi*; 30 – *m. flexor poll. brevis*; 31 – *m. adductor poll.*

### 3.2.2 Elektródy

Elektródy sa umiestňujú paralelne s priebehom nervového tkaniva, alebo nervu. Ak nie sú uložené pozdĺž vlákna, je potreba použitia vyšších intenzít na ich excitáciu. Impulz musí totiž zasiahnuť nemyelizovanú časť axónu motorického neurónu, takzvané Ranvierove zárezy. Pri stimuláciách, ktorých výsledkom má byť excitácia svalu, by sme mali dodržať správne umiestnenie anódy a katódy. Potenciálový rozdiel na membránach pod anódou je zvýšený a membrány sa stávajú hyperpolarizované. Pod katódou je potenciálový rozdiel nižší, membrána je menej polarizovaná a dochádza k jej depolarizácii. A preto, ak sa používajú elektródy rovnakej veľkosti, katóda býva umiestnená distálne a anódu umiestňujeme proximálne, aby sme umožnili stimuláciu tej časti motoneurónu, ktorá inervuje sval. Akčný potenciál vytváraný pod katódou sa nemusí totiž šíriť cez oblasť pod anódou. Tento jav sa nazýva anódový blok. [3]

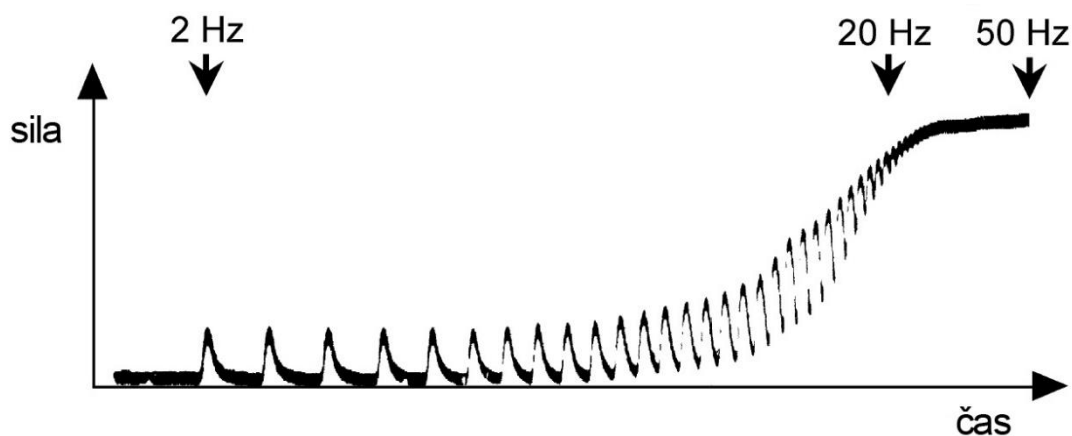
### 3.2.3 Časová a priestorová sumácia, frekvencia impulzov

Priestorová sumácia predstavuje súčasnú aktiváciu väčšieho počtu motorických jednotiek –  $\alpha$ -neurónov a tomu odpovedajúcich svalových vlákien.

Každý stimulačný pulz aktivuje časť nervových vlákien v nervovom zväzku a aktivované nervy vytvárajú trhavú odozvu na svalu, ktorý inervujú. Počet aktivovaných vlákien závisí od intenzity stimulu. Pri nižších intenzitách sa aktivuje menej vlákien a naopak.

Typ svalovej odpovede pri akejkoľvek nadprahovej intenzite však závisí na frekvencii stimulačných impulzov – jedná sa o časovú sumáciu. Frekvencia odkazuje na pulzy produkované za sekundu behom stimulácie, značí sa v Hertzoch: 10 Hz = 10 pulzov za sekundu. Pri nízkych frekvenciách – zopár Hz, sú produkované izolované trhnutia svalu - sval má čas na spontánnu relaxáciu pred ďalšou kontrakciou, pričom experimenty ukázali, že stimulačné frekvenciami nižšími ako 16 Hz neboli dostatočné na vyvolanie vyhovujúco silnej svalovej kontrakcie štvorhlavého svalu, pri ktorých mal dosiahnuť extenzie o 40°. [13]

S postupným zvyšovaním intenzity sa čas na úplnú relaxáciu skracuje. Každá ďalšia úspešná kontrakcia nastane pri konci tej predošlej a s ďalším zvyšovaním frekvencie sa stáva ťažké rozlíšiť efekt jednotlivých stimulov. Trhavé odozvy sa združujú a kontrakcia začína byť silnejšia. Pri frekvenčnej stimulácii 20 Hz sa už jednotlivé stimuly nedajú veľmi rozlíšiť – môžeme pozorovať vlnenie svalu. Túto svalovú odpoveď nazývame neúplný – vlnitý tetanus. Medzi 20 až 50 Hz sa vlnenie vytráca a sila kontrakcie dosahuje ustáleného stavu – vzniká úplný – hladký tetanus. Pri úplnom tetane sa sval skracuje troj- až štvornásobne.



Obr. 12: Sila svalovej kontrakcie produkovaná ako odpoveď na impulzy od 2 do 50 Hz. [3]

Stimulácia vyššími frekvenciami sa teda považuje za pohodlnejšiu, pretože jednotlivé svalové kontrakcie nie sú rozpoznateľné. Stimulácia nižšími frekvenciami spôsobuje špecifickú, dlhotrvajúcu únavu svalu prvýkrát popísanú Edwardsom a spol. (1977). Edwardsov výskum dokázal, že pri stimulácii frekvenciami v rozsahu od 10 Hz do 30 Hz bol sval ochablejší po dobu nasledujúcich 24 hodín, čo sa pri stimuláciách vyššími frekvenciami nepreukázalo.

Neskoršia práca Bigland-Richieho, Jonesa a Woodsa ukázala, že stimulácie vyššími frekvenciami v rozmedzí od 50 Hz do 80 Hz viedli k úbytku sily svalov na ruke po stimuláciách trvajúcich dlhšie než 20 s.

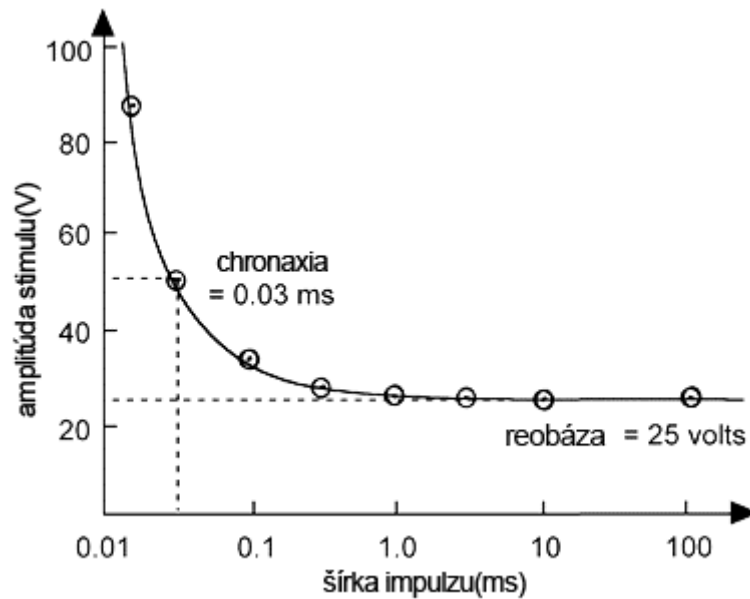
V praxi sa často využíva gradácia frekvencie a intenzity stimulačných impulzov, kedy dochádza k postupnému prispôbeniu sa na podnet, čo vedie k väčšiemu pohodliu pacienta. Gradácia frekvencie označuje čas od spustenia stimulácie po dosiahnutie požadovanej frekvencie. Využíva sa pri pacientoch, ktorí majú zvýšenú stuhlosť svalů, vytvárajúcu odpor voči stimulovanému pohybu. Napríklad človek s hypertonicitou flexora na lakti by ťažil z postupnej gradácie frekvencie, ktorá by extensoru poskytla viac času na aktiváciu pri pohybe voči stuhnutým flexorom k správne dokončeniu pohybu. Pacienti so zvýšenou senzitivitou, alebo hypertonicitou, či spastickou muskulatúrou tiež prejavujú voči stimulácii známky úľavy pri stimuláciách s gradáciou frekvencie a intenzity podnetu. Využitie nachádza aj pri simuláciách prirodzených pohybov ako chôdza či pohyb končatiny, pre navodenie plynulých tetanických sťahov.[3] [6] [12] [14]

### **3.2.4 Šírka impulzu, krivka U/t, reobáza a chronaxia**

Pre stimuláciu normálne inervovaného svalů jednosmerným napätím je najvhodnejšie využívať krátke pravouhlé impulzy. Ich okamžitý čas nástupu a krátke trvanie predíde prispôbeniu sa membrány nervového vlákna na impulz. Pri prechode pokožkou impulz zasahuje aj senzorické nervy spôsobujúce bolesť. Pre nižšiu bolestivosť volíme kratší impulz do 1 ms - senzácia býva menej intenzívna, než pri dlhších impulzoch. Široké impulzy tiež nabíjajú kožu ako pomyselný kondenzátor, kedy sa uplatní len začiatok a koniec stimulačného pulzu - vysvetlené v kapitole 2.1.3.

Ak chceme zistiť najvhodnejšie parametre impulzu pre špecifický sval, vytvoríme si krivku, do ktorej vykresľujeme závislosť výšky impulzu na čase po ktorom impulz vyvolá kontrakciu svalů. Krivka je zostavovaná spôsobom pokus - omyl. Použijeme stimul s časom trvania 100 ms a zaznamenáme najnižšiu výšku impulzu, ktorá vyvolala kontrakciu. Impulz skrátime a postup opakujeme, pokiaľ máme dostatok dát na zostavenie krivky. Je známe, že stimuly s trvaním nad 10 ms excitujú svalové vlákna s použitou rovnakou výškou impulzu. Pri znižovaní trvania impulzu sa od istého bodu výška pulzu pre úspešnú excitáciu začína zvyšovať.

Z takto vytvorenej krivky sa dajú odčítať dve dôležité hodnoty: reobáza a chronaxia. Reobáza je minimálna výška impulzu, ktorá vyvolá odpoveď svalů pri dostatočne dlhej dobe trvania impulzu (napr. 10 ms). Vysoká reobáza znamená nízku dráždivosť a naopak. Chronaxia je dvojnásobkom reobázy a určuje najefektívnejší pomer medzi výškou a šírkou impulzu.



Obr. 13: Krivka  $U/t$  normálne inervovaného svalu s vykreslenou chornaxiou a reobázou. [3]

Jeden z výskumov ukázal, že pri porovnávaní 0,05 ms, 0,2 ms, 0,5 ms a 1 ms širokých pulzov s 20 Hz frekvenciou opakovania, dokázali širšie impulzy vyvolať silnejšiu kontrakciu chodidlového flexora a zlepšili jeho kontraktilné vlastnosti. Širšie impulzy typicky penetrujú hlbšie do podkožných tkanív a teda nachádzajú využitie pri stimulácií sekundárnych tkanivových vrstiev. [3] [4] [7] [15]

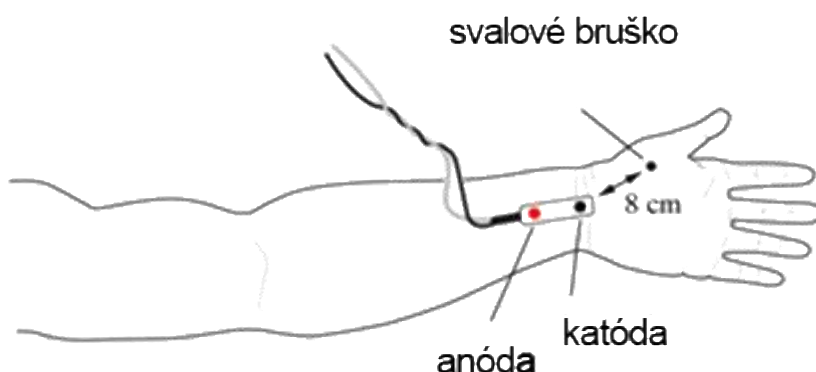
## 4 Stimulácia m. abductor pollicis brevis

V nasledujúcej kapitole je popísaný zaužívaný postup pre vyvolanie odpovede na sval m. abductor pollicis brevis. Sval je povrchovo uložený na laterálnej strane palcového valu. Za miernej opozície odťahuje palec a účastní sa pri flexii proximálneho falangu. [9] [1]

### 4.1 Stimulácia

#### 4.1.1 Umiestnenie elektródy

Pre pozorovanie odozvy na m. abductor pollicis brevis je najjednoduchšie stimulovať vetvu n. digitales palmares communes I, ktorá je súčasťou n. medianus. Nesmieme však stimulovať celú vetvu, pretože okrem m. abductor pollicis brevis inervuje aj štyri ďalšie svaly. Elektródu preto umiestňujeme na volárnu stranu zápästia, medzi šľachy svalov m. flexor carpi radialis a m. palmaris longus tak, aby boli elektródy priložené paralelne s nervom. Anóda sa nachádza proximálne, katóda smeruje distálne a je umiestnená zhruba 8 cm od svalového bruška m. abductor pollicis brevis. [9]



Obr. 14: Umiestnenie elektródy na ruke pri stimulácii m. abductor pollicis brevis. [9]

#### 4.1.2 Voľba parametrov impulzu

Pre stimuláciu bol použitý izolovaný stimulátor PowerLab 4/25T, ktorý generuje jednosmerné, pravouhlé, nastaviteľné impulzy. Pre začiatok sme volili impulz s nízkou frekvenciou - 0,5 Hz a nízkym trvaním - 0,2 ms. Najskôr hľadáme najnižšiu veľkosť impulzu, ktorou budeme pri daných podmienkach vyvolávať maximálnu kontrakciu svalu. U každého jedinca môže nastať odozva pri inej hodnote napätia a tak volíme začiatočnú veľkosť napätia na 2 mA. Postupne intenzitu zvyšujeme po dvoch mA dovtedy, kým pozorujeme maximálnu kontrakciu m. abductor pollicis brevis. U väčšiny jedincov je maximálna svalová odpoveď pozorovaná pri rozmedzí od 6 mA do 15 mA. Po nájdení vhodnej intenzity, sa upravuje frekvencia sťahov. So zvyšujúcou sa frekvenciou môžeme vyvolať tetanický sťah. Pri frekvenciách 20 Hz by sa mal objaviť vlnitý tetanus, pri ďalšom zvyšovaní frekvencie dosahujeme

úplného – hladkého tetanu. Pri priebehu stimulácie musíme dbať na to, aby pod elektródami bolo dostatočné množstvo vodivého gélu, ktorý zaručuje nízku impedanciu kontaktu elektródy s kožou. Ak je gélu málo, alebo sa vysuší, stimulovaný jedinec môže cítiť oveľa viac bolestivých podnetov než pri štandardnom množstve vodivého gélu. [9] [11]

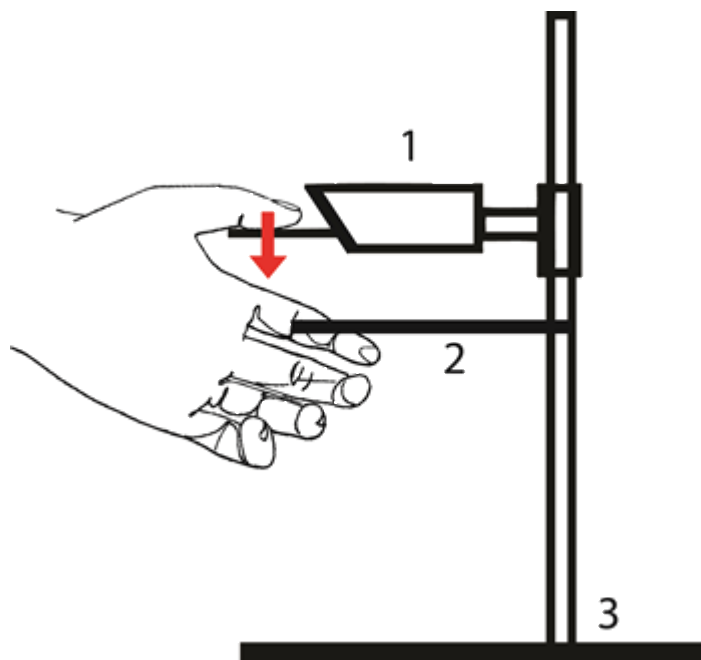
## 4.2 Meranie mechanickej odozvy

### 4.2.1 Silomer

Na meranie mechanickej odozvy vyvolanej stimuláciou bol použitý semi-izometrický silomer od firmy ADInstruments, model MLT1030/A, so senzitivitou 10 mg až 1 kg. Na silomere je čidlo, ktoré mení svoj odpor s veľkosťou aplikovanej sily. Čidlo je pripojené k jednému z piatich kovových ramienok. Zvyšné štyri ramienka sú odnímateľné a slúžia ako prídavný odpor pre zmenu rozsahu silomeru. Pre meranie odozvy svalu popísanej v kapitole 4.1. je nutné pripojiť silomer na stojan vo vodorovnej polohe. [10]

### 4.2.2 Pripevnenie ruky na stojan so silomerom

Po nájdení správnej polohy pre elektródu nad priebehom nervu n. medianus sa ruka natočí do semipronačného postavenia tak, aby kontrakcia pohybovala palcom kolmo nadol. Predlaktie pokladáme na stôl a relaxujeme svaly. Palec následne pripevníme suchým zipsom alebo lepiacou páskou na kovové ramienko silomeru. Zvyšné prsty ruky uchytíme pod pevnú dosičku pripevnenú na stojane. [9]



Obr. 15: Popis pripevnenia ruky k silomeru. 1) silomer 2) nepohyblivá dosička 3) stojan

## 5 Návrh stimulačného systému

Pre vytvorenie stimulačného systému najskôr definujeme parametre pre elektrický impulz, ktorý je vhodný pre vyvolanie funkčnej odozvy pre svaly na ruke. Keďže stimulácia bude prebiehať transkutánne a cieľová skupina povrchových svalov, pre ktorý je stimulátor určený má veľmi podobnú charakteristiku excitability, budeme uvažovať o jednotnom impulze pre všetky svaly.

Stimulačný systém sa skladá z troch častí. Prvá časť pojednáva o programovom riešení v počítači a o užívateľskom grafickom rozhraní. V prehľadnom grafickom rozhraní nastavuje užívateľ parametre želaného signálu a určuje, ktoré elektródy budú pri stimulácii využité. Program následne naväzuje spojenie s mikrokontrolérom, ktorému údaje posiela.

Druhá časť sa zaoberá programom v spomínanom mikrokontroléri. Rieši príjem prevzatých údajov, ich spracovanie a následné generovanie požadovaného signálu.

Tretiu časť tvorí hardwarové riešenie, bol navrhnutý systém, kde je mikrokontrolérom generovaný a následne zosilnený signál privedený na elektródy, ktoré stimulujú tkanivo pacienta. Tiež je tu uvedený spôsob výberu užívateľom zvolených elektród.

### 5.1 Definovanie parametrov el. impulzov pre stimuláciu svalov

Po zvážení nadobudnutých informácií z teoretickej časti bol za najvhodnejší stimulačný impulz vybraný bifázický pulz so symetrickým obdĺžnikovým tvarom. Pri použití striedavého napätia nedochádza ku galvanizácii tkanív v oblasti miesta stimulácie, čo je z dlhodobého hľadiska považované za výhodu. Symetrické bifázické pulzy sú tiež považované za menej bolestivé v porovnaní s monofázickými pulzami, na čo napríklad poukázali vo svojej publikácii Laufer a spol. [16]

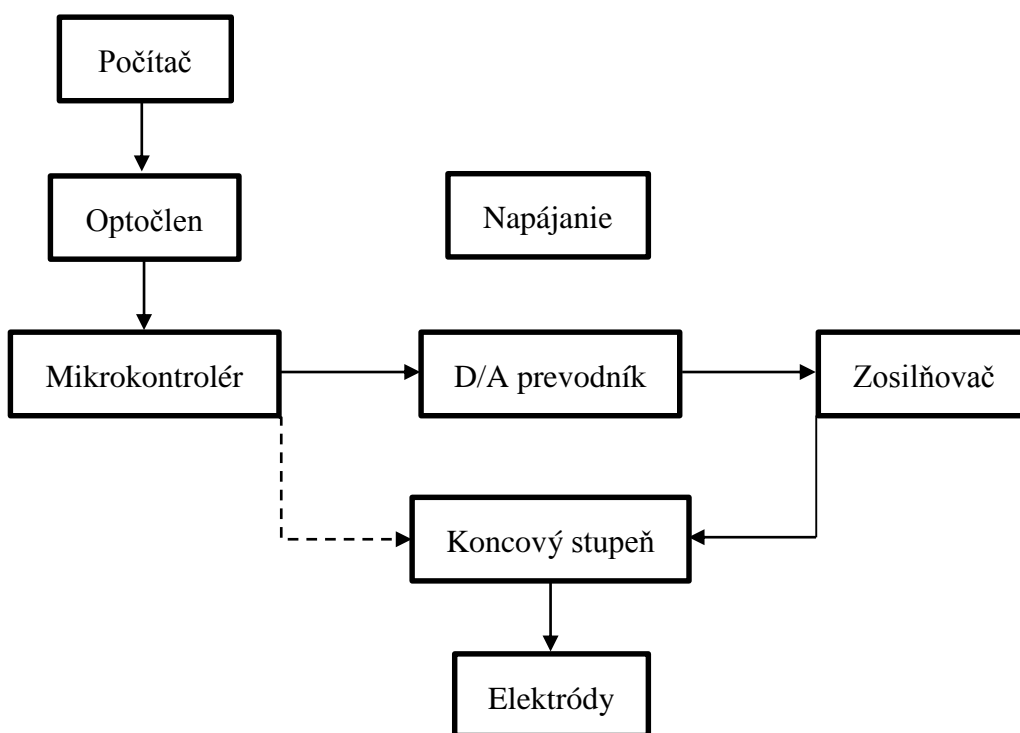
Pre úspešné vyvolanie funkčnej odozvy svalu je dôležitá dostatočná intenzita stimulu. Z predošlej rešerše vyplýva, že meniteľné napätie do  $\pm 40$  V s meniteľnou šírkou impulzu od 0.1 ms do 0.6 ms by malo byť pre tento účel dostačujúce. Pri bifázickom impulze sa hodnoty kladnej a zápornej vlny sčítavajú, čo znamená že ak chceme impulz so šírkou 0.2 ms a veľkosťou 80 V, kladná vlna bude mať veľkosť amplitúdy 40 V so šírkou 0.1 ms. Keďže používame symetrický pulz, záporná polvlna bude mať rovnaké trvanie s hodnotou amplitúdy -40 V. Frekvencia za sebou idúcich impulzov bude tiež nastaviteľná a to do hodnoty 50 Hz, ktorá postačuje na dosiahnutie hladkého tetanu a svaly nespôsobuje takú únavu, ako vyššie frekvencie. Maximálny čas trvania stimulácie bol stanovený na 30 sekúnd.

Požadované parametre impulzu sú:

- Meniteľná amplitúda do  $\pm 40$  V.
- Meniteľná frekvencia do 50 Hz.
- Šírka impulzu od 0,1 ms do 0,6 ms.
- Obdĺžnikový, bipolárny priebeh impulzu.

## 5.2 Bloková schéma prístroja

Bloková schéma na obrázku 15 popisuje jednotlivé časti prístroja, ktoré su v ďalšej časti podrobnejšie popísané.



Obr. 16: Bloková schéma stimulačného systému

**Počítač** – stimulátor je riadený počítačom. Vytvorený softvér ovláda jeho funkciu a nastaviteľnosť impulzov. Pomocou programu užívateľ dokáže nastaviť vlastnosti impulzu ako jeho amplitúda, šírka, frekvencia a dĺžku trvania stimulácie. Tiež sa dajú vybrať aktívne elektródy, čím používateľ určí, aké svalové skupiny budú v jeden moment stimulované. Počítač so stimulátorom komunikuje cez rozhranie USB a riadi ho.

**Optočlen** – galvanicky oddeľuje stimulátor od počítača



**Mikrokontrolér** - je riadiaca jednotka celého systému. V jeho pamäti je uložený program, ktorý generuje užívateľom nastaviteľné impulzy. Taktiež selektuje aktívne stimulačné elektródy vybrané užívateľom.

**D/A prevodník** – prevádza digitálny binárny signál z mikrokontroléra na analógové napätie. Na výstupe prevodníka bude signál s požadovanou veľkosťou napätia, šírkou impulzu a frekvenciou opakovania. Výstup z prevodníku smeruje do prvého stupňa zosilňovača.

**Zosilňovač** – skladá sa z troch stupňov. V prvom stupni za pomoci napätovej referencie posúva mikrokontrolérom generovaný signál na úroveň  $-2,5\text{ V}$  až  $+2,5\text{ V}$ , čím vytvára jednosmerný posun napätia, čo umožňuje vytvorenie bifázického impulzu. V druhom stupni tento signál amplifikuje na úroveň  $-10\text{ V}$  až  $+10\text{ V}$  a v poslednom stupni tento signál zosilňuje na konečných  $-40\text{ V}$  až  $+40\text{ V}$ . Zosilnenie z úrovne  $\pm 2,5\text{ V}$  na  $\pm 40\text{ V}$  zabezpečujú dva stupne z dôvodu plynulej amplifikácie. Oba stupne štvornásobne zosilnia vstupný signál.

**Napájací zdroj** – je batéριοvo napájaný. Bude slúžiť ako zdroj napätia pre mikrokontrolér a zosilňovače. Mikrokontrolér a napäťová referencia, pripojená na prvý stupeň zosilňovača bude napájaná kladným napätím  $5\text{ V}$ . Prvý a druhý stupeň zosilňovača bude napájaný napätím  $\pm 12\text{ V}$  a posledný – tretí stupeň bude napájaný napätím o veľkosti  $\pm 50\text{ V}$ .

**Koncový stupeň** – je zložený zo štyroch triákov, ktoré sú riadené signálom z mikrokontroléra. Prepúšťajú zosilnený signál generovaný mikrokontrolérom do elektród.

**Elektródy** – pripájajú sa na špecifické miesta na tele pacienta. Pre stimuláciu ruky a predlaktia ide o motorické body uvedené v podkapitole 3.2.1. Slúžia na sprostredkovanie stimulačných impulzov.

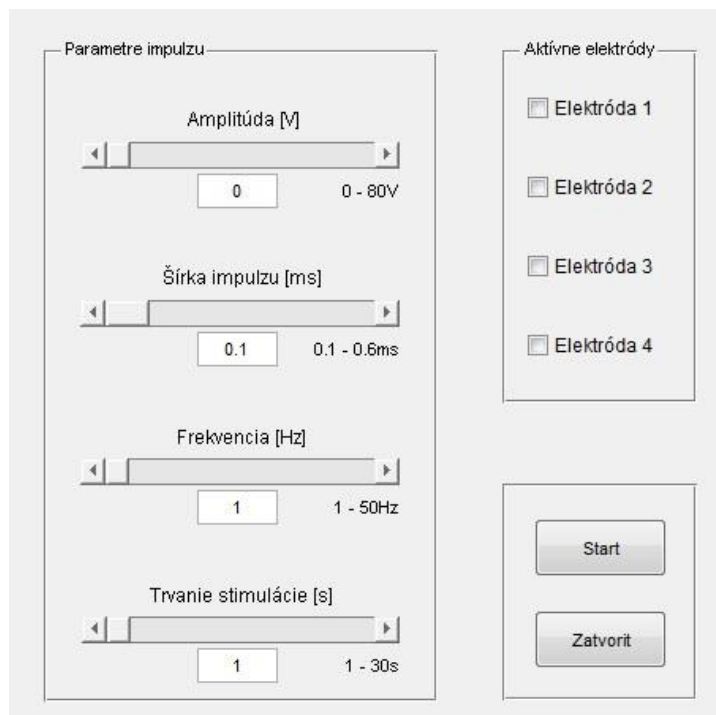
## 5.3 Matlab – GUI a odosielanie dát do mikrokontroléra

Užívateľ ovláda stimulátor cez navrhnutý program, ktorý je vytvorený v prostredí Matlab, verzia 7.10.0.499 (R2010a) za použitia matlabovského rozhrania GUIDE. Tento toolbox umožňuje jednoduché vytvorenie grafického užívateľského prostredia v relatívne krátkom čase.

### 5.3.1 Grafické rozhranie programu

Program sa skladá z troch panelov, ako je možné vidieť na obrázku číslo 16. V prvom paneli užívateľ nastavuje parametre signálu ako sú veľkosť amplitúdy, šírka impulzu a frekvencia. Tiež tu volí celkovú dĺžku trvania stimulácie. V pravej časti pod každým pohyblivým sliderom je uvedený rozsah hodnôt, ktoré môže užívateľ zadať. V druhom paneli užívateľ volí, ktoré zo štyroch elektród budú aktívne počas stimulácie. Posledný panel tvoria dve tlačítka – Start, pomocou ktorého užívateľ nadviaže komunikáciu s mikrokontrolérom a

následne odošle údaje, čím odštartuje navolenú stimuláciu. Tlačítko Zatvoriť, slúži na termináciu programu.



Obr. 17: Grafické rozhranie programu

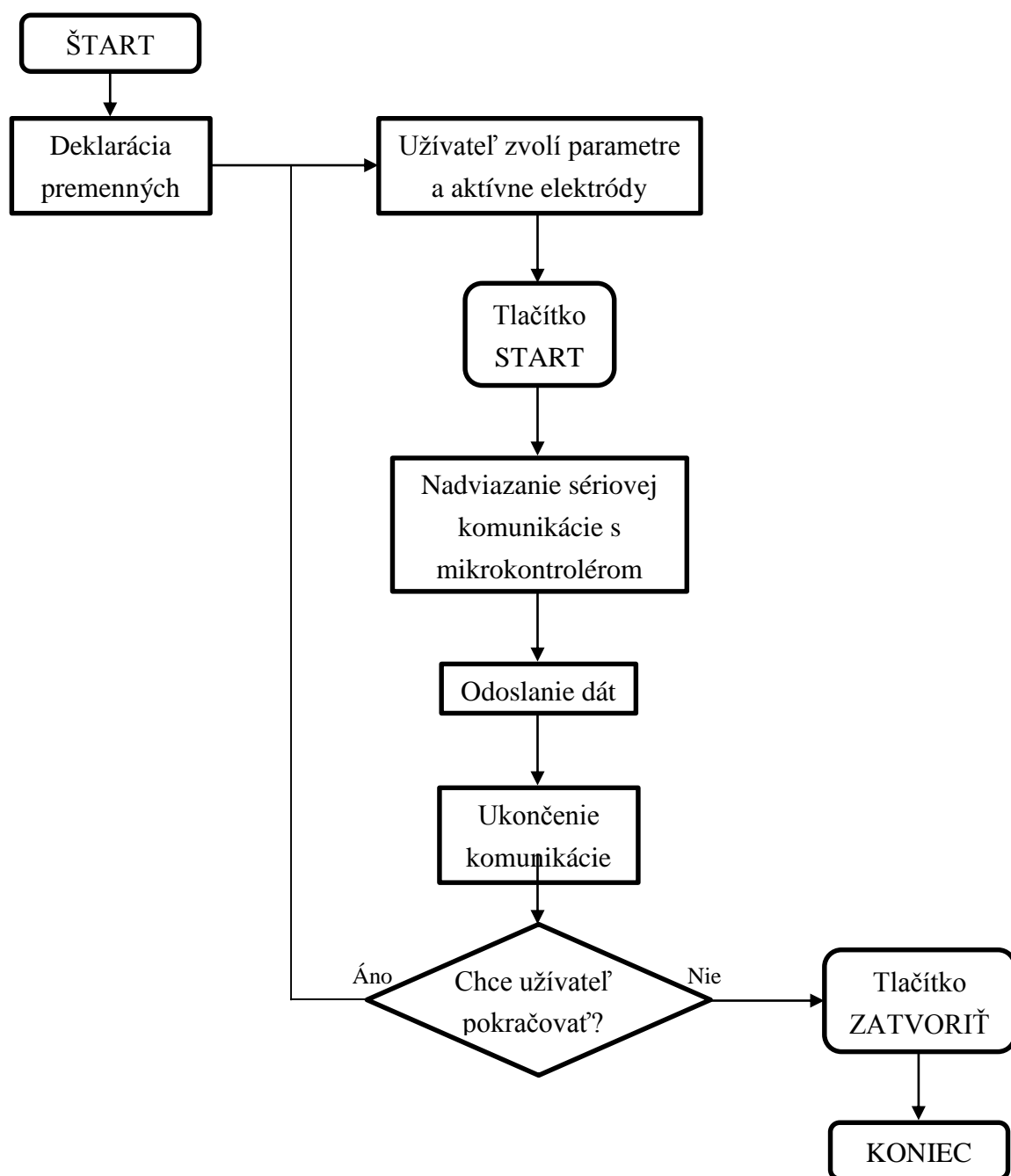
### 5.3.2 Popis programu

Za pozornosť stojí kód tlačítka Štart, kedy dochádza k nadviazaniu komunikácie s doskou Arduino Uno. Príkazom `global s;` matlab vytvorí globálnu premennú `s`, ktorú ďalším príkazom `s=serial('COM4','BaudRate',9600);` naplní požadovanými parametrami. COM4 je označenie portu USB, cez ktorý bude počítač komunikovať s mikrokontrolérom a BaudRate 9600 je prenosová rýchlosť označujúca počet prenesených bitov za sekundu. Hrodnota 9600 je defaultná pre väčšinu komunikačných kanálov. Pre zdarné nadviazanie spoločnej komunikácie musí byť tento parameter totožný aj na rozhraní mikrokontroléra. Príkaz `fopen(s);` otvára port podľa parametrov uložených v premennej `s` a zahajuje výmenu dát. Následný cyklus, ktorý je uvedený nižšie, zdrží ďalší matlabovský príkaz o dve sekundy, čím dá mikrokontroléru čas na reštartovanie, ku ktorému dochádza vždy pri dátovej komunikácii cez sériový port.

```
timerID = tic;
while true
    if(toc(timerID) > 2)
        break;
    end
end
```

Príkaz `data=[handles.amplituda','handles.sirka','handles.frekvencia','handles.cas','handles.elektroda1','handles.elektroda2','handles.elektroda3`

' , 'handles.elektroda4'n']; vytvorí dátový reťazec podľa užívateľom zvolených hodnôt, ktoré sú oddelené čiarkou, čo je dôležité pre neskoršie spracovanie dát programom uloženom v mikrokontroléri. Dátový reťazec je ukončený písmenom n, čo mikrokontrolér rozpozná ako koniec prenosu dát. Matlab následne takto vytvorený reťazec odošle cez otvorený sériový port do mikrokontroléru príkazom `fprintf(s, '%s', char(data));` a následne príkazom `fclose(s);` uzatvára port a končí prenos dát. Posledným riadkom kódu `clear s;` maže globálnu premennú s zo svojich registrov. Vývojový diagram programu je zobrazený na obrázku 17.



Obr. 18: Vývojový diagram tlačítka Start

Zvyšná časť GUI pre účely práce nieje zaujímavá a preto nebude ďalej obsírne rozoberaná. Popis jednotlivých príkazov je k nahliadnutiu priamo v zdrojovom kóde programu, ktorý sa nachádza v prílohe ku bakalárskej práci. [17][18]

## **5.4 Mikorokontrolér Arduino – spracovanie dát a generovanie signálu**

Odoslané dáta prijíma doska Arduino Uno s mikrokontrolérom ATmega328. Mikrokontrolér má 14 digitálnych vstupov/výstupov a 6 analógových vstupov. Arduino rozlišuje tri typy svojich portov. Sú to porty typu B (digitálne piny 8 až 13), C (6 analógových vstupných pinov) a D (digitálne piny 0 až 7). Pre účely stimulačného systému bude využitých šesť digitálnych výstupov na generovanie stimulačných pulzov (B) a ďalšie štyri pre aktiváciu elektród (D). Ich ovládanie cez príkazy DDRX, PORTX umožňuje priamu a rýchlu manipuláciu vybraných pinov z jednotlivých skupín.

Arduino komunikuje s počítačom cez port USB a má pamäť o veľkosti 32KB. Jednoduché programátorské rozhranie Arduina obsahuje textový editor pre písanie kódu, textovú konzolu, lištu základných nástrojov, sériový monitor a niekoľko ďalších možností. Prepája mikrokontrolér s počítačom pre nahranie programu do jeho pamäti a vzájomnú komunikáciu.

Mikrokontrolér po reštarte, ktorý nastane po uploadovaní vytvoreného programu z počítača deklaruje premenné, ktoré bude v neskoršom postupe potrebovať. Vytvára trinásť prázdnych premenných a jednu pomocnú premennú, ktorej obsah je už dopredu známy. Osem z premenných je typu integer, do ktorých ukladá číselné hodnoty získané z prijatého reťazca znakov odosieleného matlabovským programom. Do premennej typu byte bude uložené bitové slovo, slúžiace na aktivovanie výstupných pinov a vyslanie logickej jednotky na bránu triákov. Premenná typu unsigned long je určená pre účely časovača a tri premenné typu float program používa pre výpočty spojené so spracovaním premenných.

Po deklarovaní premenných nasleduje príkaz `Serial.begin(9600);`, ktorý nastaví rýchlosť sériovej komunikácie na 9600 bitov za sekundu, čím sa zabezpečí kompatibilita medzi rýchlosťou počítačom odosielených dát a rýchlosťou čítania prijímaných dát mikrokontrolérom. Ďalším príkazom `DDRB = B00111111;` nastaví piny 8 až 13 portu B ako výstupné. Príkazom `PORTB=31;` začne generovať „digitálnu nulu“ na výstupe pinov portu B.

Nasleduje cyklus, ktorý sa opakuje, pokiaľ sa na sériovom vstupe mikrokontroléra neobjavia dáta. Hneď po prijatí dátovej informácie program uložený v pamäti mikrokontroléra začne postupne priradovať prijaté dáta do vytvorených premenných. Príkaz `Serial.parseInt()` vráti zo sériového buffera kladnú celočíselnú premennú. Znaky, ktoré nie sú typu integer a mínusové znamienko preskakuje. Príkaz je prerušený prvým znakom, ktorý

nie je číslom. Týmto spôsobom naplní všetky premenné, až narazí na písmeno „n“, ktoré znamená ukončenie dátového reťazca.

Po prečítaní písmena „n“ skontroluje, či má aspoň jedna zo štyroch premenných, ktorá neskôr spôsobí zapnutie elektródy, hodnotu jedna. Ak by pri stimulácii nemala byť zapnutá žiadna z elektród, program svoju činnosť v tomto bode ukončí. Ak je kontrola úspešná a užívateľ zvolil aspoň jednu aktívnu elektródu, nasleduje sled príkazov k spracovaniu zadáných premenných. Najprv si príkazom `amplituda = map(amplituda, 0, 80, 0, 31);` program prispôbi rozsah premennej `amplituda`. Z rozsahu hodnôt 0-80 (ktorý je určený v Matlabovskom programe – reprezentuje veľkosť amplitúdy pulzu vo voltoch) pomerovo vytvorí nové hodnoty v rozsahu 0 až 31, ktoré určujú veľkosť polvlny, ktoré mikrokontrolér použije na generovanie pulzov. Ďalej spracováva premennú, ktorá reprezentuje periódu opakovania impulzov podľa jednoduchého vzorca:

$$T = \frac{1}{f} \quad (5)$$

Pričom  $T$  je perióda opakovania a  $f$  označuje frekvenciu. Výsledkom je hodnota uvádzaná v sekundách, čo je však pre príkaz `delayMicroseconds` nevyhovujúce, keďže tento príkaz pracuje len s hodnotami uvádzanými v mikrosekundách. Výsledné číslo sa teda ďalej násobí hodnotou 1000000, čím je zabezpečená správna konverzia zo základných jednotiek na mikrosekundy. Príkaz `delayMicroseconds` zastaví činnosť programu na určený počet mikrosekúnd. Ako ďalšiu premennú program spracúva polvlňa – ide o dobu trvania jednej amplitúdy. Nasledujúca premenná pauza určuje dobu, po ktorú na výstupe bude generovaná „virtuálna nula“. Pri spracovaní ďalšej premennej čas sa jedná o jednoduchú konverziu zo sekúnd na milisekundy násobením premennej čas tisíccami.

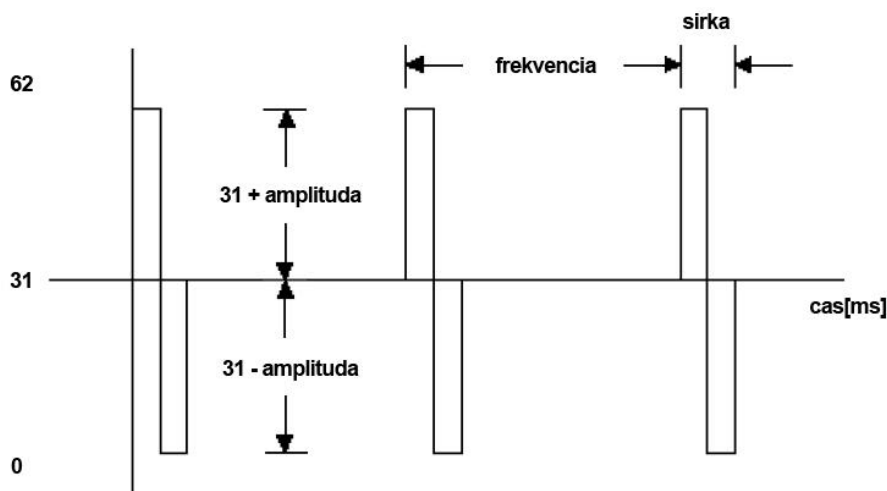
Nasleduje tvorba bitového slova, ktoré slúži na aktivovanie užívateľom zvolených elektród. Bitové slovo program vytvorí nasledujúcim príkazom: `binary=0 | 0<<1 | 0<<2 | 0<<3 | ele4<<4 | ele3<<5 | ele2<<6 | ele1<<7 | B<<8;`

Do premennej `binary` sa najskôr na prvé (v ponímaní programu ide o „nulté“) miesto sprava uloží nula, takisto sa nula uloží na druhé, tretie a štvrté miesto z prava. Piate miesto obsadí premenná `ele4`, ktorá reprezentuje vypnutý alebo zapnutý stav štvrtej elektródy. Ak je v tejto premennej uložená jednotka, značí to, že bude elektróda číslo jedna pri stimulácii aktívna. Ak je však v premennej uložená nula, znamená to, že užívateľ v matlabovskom programe nezaškrtnol príslušné políčko a elektróda zostáva neaktívnou. Na šieste miesto sprava potom príkaz uloží rovnakým spôsobom premennú `ele3`, ktorá reprezentuje aktivitu tretej elektródy. Toto sa opakuje aj pre elektródu číslo 2 a 1. Poslednú, ôsmu, pozíciu zaujme písmeno `B`. Výsledný tvar bitového slova má tvar napríklad: `B11110000`, kedy sú aktívne všetky elektródy. Takto vytvorené slovo umožňuje správne fungovanie nasledujúcich príkazov `DDRD=binary` a `PORTD=binary`. Príkazom `DDRD` program určí pomocou vytvoreného slova

výstupné piny a nasledujúcim príkazom PORTD na ich výstup privedie digitálnu jednotku v podobe piatich voltov. Takýmto spôsobom nastane aktivácia zvolených elektród pred započatím generovania signálu. Nasledujúcim cyklom program generuje stimulačné impulzy.

```
while ((millis()-count) < cas) {
    PORTD=31+amplituda;
    delayMicroseconds(sirka/2);
    PORTD=31-amplituda;
    delayMicroseconds(sirka/2);
    PORTD=31;
    delay(frekvencia-sirka);
}
```

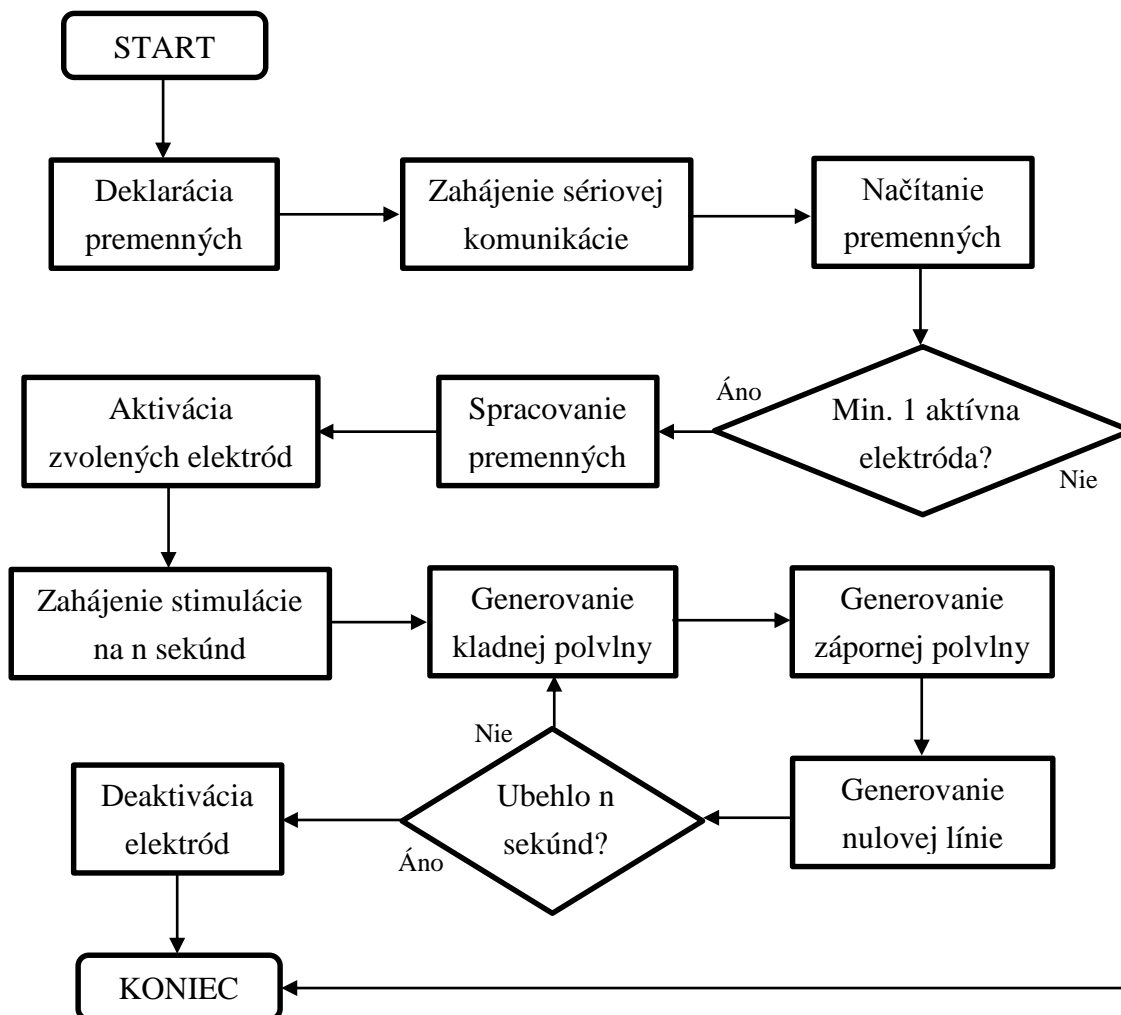
Prvý riadok započne cyklus a správa sa ako časovač. Po uplynutí času v milisekundách, ktorého hodnota je uložená v premennej cas, cyklus terminuje svoju činnosť. Druhý riadok pripočíta na výstupe pinov definovaných ako výstupy portu skupiny B hodnotu premennej amplituda k hodnote 31. 31 značí v tomto prípade pomyselnú nulu, ako je zobrazené na obrázku nižšie.



Obr. 19: Priebeh pulzov a úloha premenných v programe

Tretí riadok zabezpečí generovanie tejto hodnoty po polovičnú dobu, ktorá je uložená v premennej sirka, aby sa hneď mohla generovať „záporná“ polovica impulzu a následne „nulová“ línia po zbytok času trvania jedného samostatného stimulačného pulzu. Záporná a nulová hodnota sú uvádzané v úvodzovkách, keďže mikrokontrolér generuje kladný signál od 0 V do 5 V. Tento signál sa však posúva o 2,5 V nadol čo je popísané v hardwarovej časti v kapitole 5.5.

Po prebehnutí tohto cyklu, program zaistí deaktivovanie triákov koncového stupňa príkazom `PORTD=B00000000`; a následne generuje ešte jeden impulz, aby signál, prechádzajúci triákom prešiel nulou, čím sa triák definitívne vypne. Vývojový diagram vyššie popísaného postupu je zobrazený na obrázku 19. [19]



Obr. 20: Vývojový diagram programu mikrokontroléra Atmega328

## 5.5 Hardwarové riešenie

Hardwarové riešenie stimulátora vychádza z blokovej schémy uvedenej v podkapitole 5.2. bližšie popisuje jednotlivé bloky a objasňuje ich funkciu.

### 5.5.1 Optočlen

Zariadenie je prepojené s počítačom pomocou rozhrania USB. Pri medicínskych prístrojoch je však nutné dbať na ochranu pacienta a tak je toto prepojenie galvanicky oddelené optočlenom, čím sa zabraňuje preniknutiu napäťových výkyvov, ktoré sa môžu objaviť na výstupe USB, do prístroja. Nielenže by mohli zničiť hardwarové súčiastky, ale mohli by ťažko

ublížiť pacientovi, na ktorého by bol prístroj práve napojený. Pre účely práce nebol zostrojený nový optočlen (ktorý by bol však lacnejší), ale do návrhu bol zakomponovaný optočlen sériovej výroby - UH401-2KV. [22]

### 5.5.2 Mikrokontrolér

Pre riešenie bol zvolený mikrokontrolér ATmega328 umiestnený na platforme Arduino Uno. Platforma disponuje 14 digitálnymi vstupno/výstupnými pinmi, 6 analógovými pinmi, 16 MHz keramickým rezonátorom, USB pripojením, vstupom pre napájanie, portom ICSP a tlačítkom reštart. Platforma Arduino bude napájaná externe, veľkosťou napätia 7 V pripojených do pinov Vin a Gnd. Arduino má na výstupe svojich digitálnych pinov veľkosť napätia 0 V v prípade logickej nuly a 5 V v prípade logickej jednotky. Hodnotá prúdu na výstupe každého z pinov je 40 mA. Mikrokontrolér ATmega238 má pamäť 32KB, ktorá pre potreby navrhnutého programu postačuje.

Ako výstupy pre generovanie signálu sú použité digitálne piny 2 až 7. Pre riadenie triákov v koncovom stupni sú použité štyri digitálne piny 8 až 11. [23][24]

(RESET) PC6	1	28	PC5 (SCL) Analog 5 (D19)
Digital 0 (RXD) PD0	2	27	PC4 (SDA) Analog 4 (D18)
Digital 1 (TXD) PD1	3	26	PC3 Analog 3 (D17)
Digital 2 (Int0) PD2	4	25	PC2 Analog 2 (D16)
Digital 3 (Int1) PD3	5	24	PC1 Analog 1 (D15)
Digital 4 PD4	6	23	PC0 Analog 0 (D14)
VCC	7	22	GND
GND	8	21	AREF
(XTAL1) PB6	9	20	AVCC
(XTAL2) PB7	10	19	PB5 (SCK) Digital 13
Digital 5 PD5	11	18	PB4 (MISO) Digital 12
Digital 6 PD6	12	17	PB3 (MOSI) Digital 11
Digital 7 PD7	13	16	PB2 Digital 10
Digital 8 PB0	14	15	PB1 Digital 9

Obr. 21: Mikrokontrolér ATmega328 a popis jeho pinov[31]

### 5.5.3 D/A prevodník

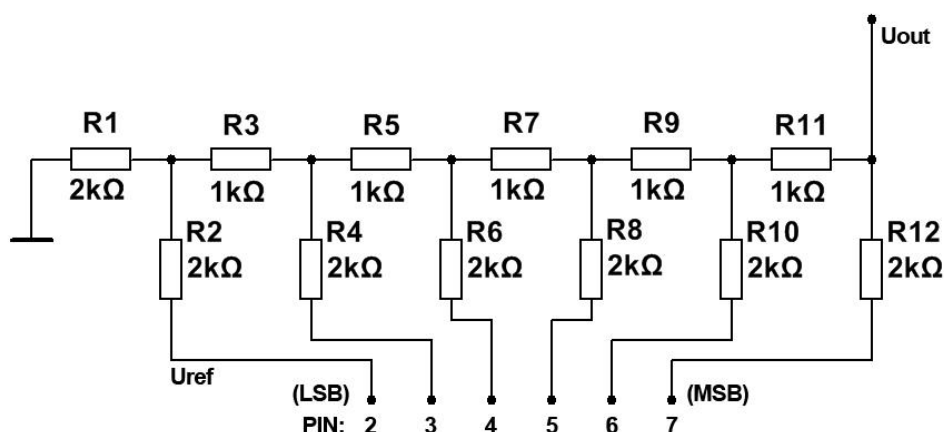
Šesť bitové slovo na výstupe Arduina je na napätie prevádzané R-2R D/A prevodníkom. Je to takzvaný odporový rebrík a ide o opakujúce sa kombinácie rezistorov v rebríkovej konfigurácii. Sieť sa skladá z kombinácií dvoch hodnôt rezistorov, R a 2R, podľa čoho dostala sieť aj svoj názov. Vyznačuje sa svojou spoľahlivosťou a presnosťou pri D/A prevode. Pre správnu funkciu R-2R siete nezáleží, akú hodnotu má odpor R. V našom prípade bola zvolená hodnota 1 kΩ.



Digitálna informácia je prevodníku prezentovaná v podobe jednotlivých bitov digitálneho slova. Každý z bitov sa objavuje na svojom výstupe z mikrokontroléra. Bit s najnižšou hodnotou (LSB) je umiestnený pri uzemnenom – terminačnom rezistore (R1) a zmena jeho hodnoty vyvolá najmenšiu zmenu na výstupe prevodníka. Bit s najvyššou hodnotou (MSB) tvorí posledný stupeň rebríka a jeho zmena hodnoty vyvolá najväčšiu odozvu na výstupnom napätí. Použitie 6 bitového slova umožňuje generáciu 64 rôznych úrovní výstupného signálu. Predpokladané výstupné napätie sa počíta podľa vzorca:

$$U_{out} = U_{ref} * \frac{VAL}{2^N} \quad (6)$$

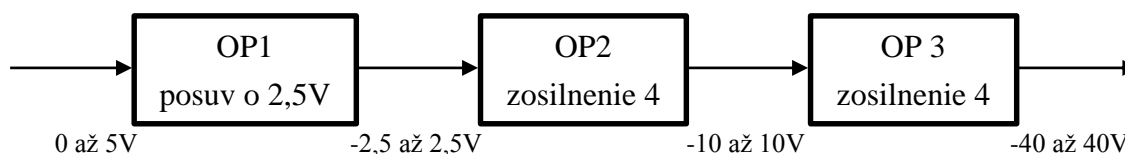
Pričom  $U_{out}$  je výstupné napätie,  $U_{ref}$  je napätie generované mikrokontrolérom v prípade logickej jednotky na výstupe (5 V), N je počet bitov 6 a VAL je dekadický ekvivalent bitového slova na vstupoch prevodníka – v prípade všetkých zapnutých pinov je bitové slovo: 111111 – dekadická hodnota tohto čísla je 63. Výsledná maximálna možná hodnota napätia na výstupe DAC teda bude 4,922 V. [25]



Obr. 22: R-2R prevodník

#### 5.5.4 Zosilňovač signálu

Na zosilnenie signálu generovaným mikrokontrolérom a pre zaistenie jeho bifázického priebehu sú použité tri operačné zosilňovače. Prvý zosilňovač zaisťuje posuv signálu, druhý a tretí zabezpečujú štvornásobné zosilnenie, čo je znázornené na blokovej schéme na obrázku číslo 20.



Obr. 23: Blokové schéma zosilňovača signálu

Ako prvý stupeň bol zvolený zosilňovač typu TLC252, ktorý má v schéme označenie OP1 a zabezpečuje posuv napätia z hodnôt 0 V až 5 V na hodnoty -2.5 V až +2.5 V. Tento posuv zaisťuje diferenčné zapojenie zosilňovača, ktorý posunie vstupný signál o úroveň napätia napät'ovej referencie. Použitá napät'ová referencia má označenie LM336Z-2.5. Je pripojená na 5 V zdroj napätia cez rezistor R13 s odporúčanou hodnotou odporu 2200  $\Omega$ .

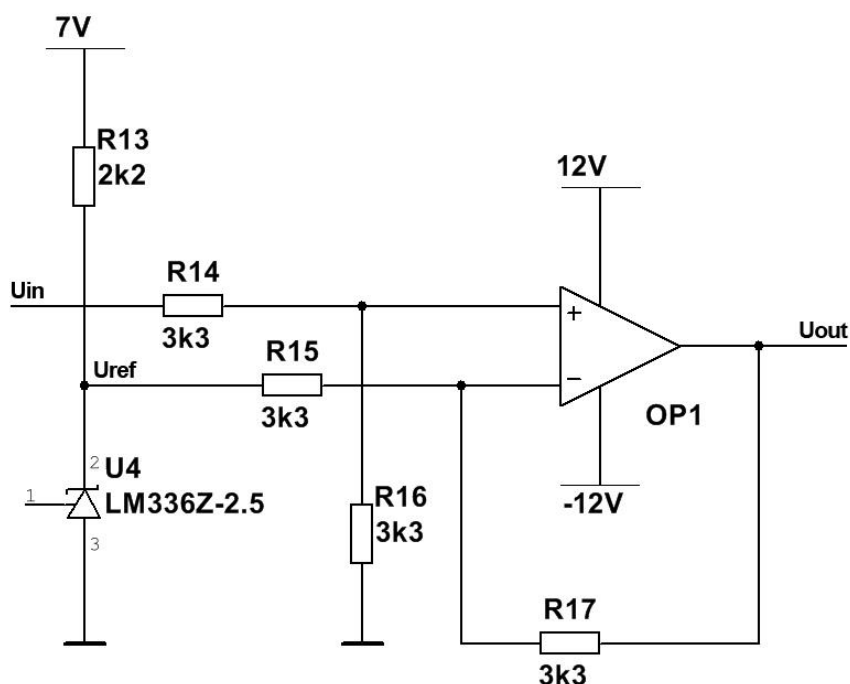
Na výstupe diferenčného zosilňovača je napätie priamo úmerné rozdielu napätia na jeho vstupoch. Zosilňovač je zapojený ako neinvertujúci a teda zosilňuje napätie  $U_{in}$ , ktoré však musí byť zmenšené napät'ovým deličom R15/R16, aby bolo zosilnenie oboch vetví rovnaké. Ak má diferenčný zosilňovač zosilňovať len rozdielové napätie, musí platiť  $R15/R14 = R17/R16$ . Výstupné napätie je dané vzťahom:

$$U_{out} = \frac{R17}{R14} (U_{in} - U_{ref}) \quad (7)$$

Po dosadení hodnôt do vzorca nám vyjde vzťah pre najvyššiu hodnotu  $U_{in}$ :

$$U_{out} = \frac{3300}{3300} (4.92 - 2.5) \quad (8)$$

Pre najnižšiu hodnotu  $U_{in}$  ktorou je 0V je výsledné  $U_{out}$  -2,5 V. Rozsah hodnôt na výstupe OP1 je -2,5 V až + 2,42 V. Použitý operačný zosilňovač je napájaný napätím  $\pm 5$  V.



Obr. 24: Schematické zapojenie prvého stupňa zosilňovača

Druhý blok štvornásobne amplifikuje signál, ktorý doňho vstupuje z výstupu prvého zosilňovača. Jedná sa opäť o zosilňovač typu TLC252, tentokrát napájaný napätím  $\pm 12$  V. Jeho

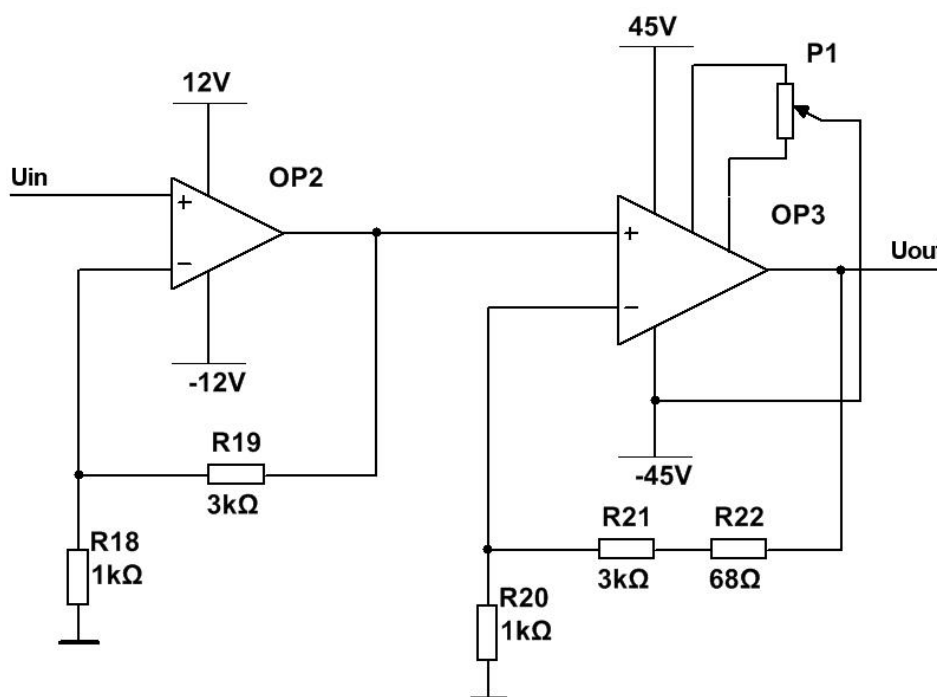
označenie v schéme je OP2 a jedná sa o neinvertujúco zapojený zosilňovač, ktorého zosilnenie sa počíta podľa nasledujúceho vzťahu:

$$U_{out} = U_{in} * (1 + \frac{R_{19}}{R_{18}}) \quad (9)$$

Rozhodujúci pomer pre zosilnenie teda tvorí pomer odporov R19 a R18, ktorý je zväčšený o jednotku. To zabezpečí, že výraz v zátvorke nebude nižší než jedna a teda zosilnenie nemôže byť záporné. Pre dosiahnutie štvornásobného zosilnenia boli zvolené hodnoty odporov  $R_{19} = 3 \text{ k}\Omega$  a  $R_{18} = 1 \text{ k}\Omega$ , ktoré po dosadení do vzťahu (9) vytvoria štvornásobné zosilnenie. Rozsah hodnôt na výstupe OP2 bude -10 V až +9,68V.

Ako posledný stupeň bol zvolený zosilňovač typu OPA445, ktorý je napájaný napätím  $\pm 45\text{V}$ . Tento neinvertujúco zapojený zosilňovač zosilňuje vstupný signál tak, aby rozdiel maximálnej a minimálnej hodnoty na výstupe bol 80 V. Virtuálna nula bude posunutá, keďže maximálna hodnota bude 39,35 V a minimálna -40,65 V. Tento problém je riešený umiestnením potenciometru k pinom 1 a 5 operačného zosilňovača, ktorý slúži na konečnú kalibráciu virtuálnej nuly. Použitý vstupný a spätnoväzobný odpor sú vypočítané podľa vzťahu (10) tak, aby celkové zosilnenie vstupného signálu bolo 4,065. [20][25][26][27]

$$U_{out} = U_{in} * (1 + \frac{R_{21}}{R_{20}}) \quad (10)$$



Obr. 25: Schematické zapojenie druhého a tretieho zosilňovača

### 5.5.5 Koncový stupeň

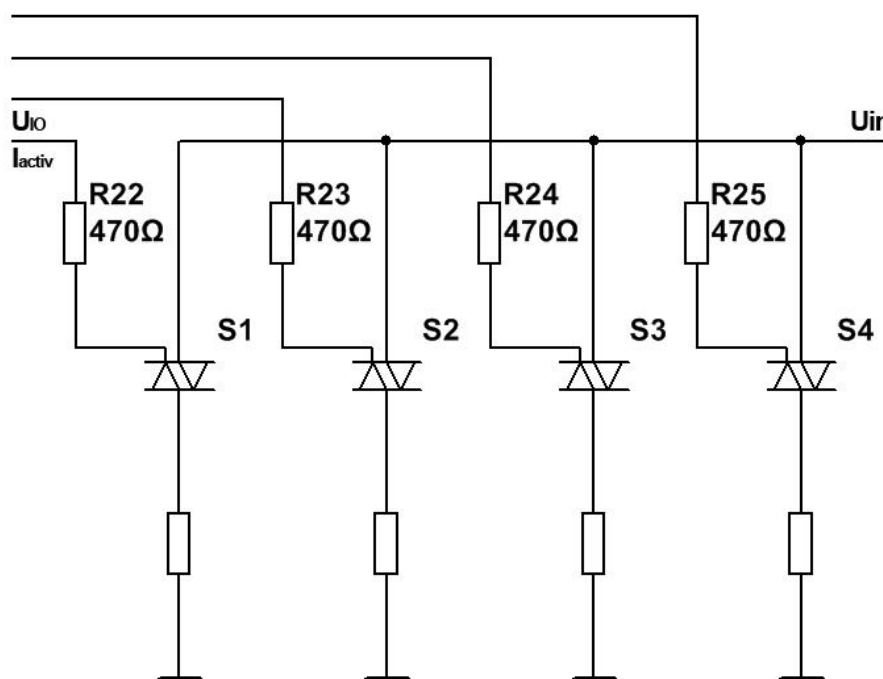
Zosilnený signál je privedený na koncový stupeň stimulátora, ktorý tvoria štyri triáky typu 2N6075A. Triák je členom rodiny tyristorov, avšak na rozdiel od tyristoru, signál dokáže prepúšťať bifázicky. Je podobný dvom antiparalelným zapojeným tyristorom, no má len jeden riadiaci terminál. Prepúšťanie signálu triákom je iniciované privedením pozitívneho, alebo negatívneho prúdového pulzu na jeho riadiaci terminál. Triák po zopnutí zostáva zapnutý až do chvíle, keď prepúšťaný prúd dosiahne nulovú hodnotu, kedy sa vypne. Klasifikuje sa ako polovodičový spínací prvok.

Triák je do aktívneho stavu uvedený impulzom z mikrokontroléra. Mikrokontrolér vysiela signál na bránu triáku po dobu trvania stimulácie, čím zabezpečuje jeho neustálu priepustnosť pre zosilnený signál, po dobu stimulácie. Po uplynutí času stimulácie mikrokontrolér signál vysielat prestane, čím zabráni priepustnosti triáku.

Prúdový impulz z mikrokontroléra je na bránu triáku privádzaný cez odpor R22 – R25, ktorého hodnotu sme vypočítali podľa Ohmovho zákona:

$$R = \frac{U_{IO}}{I_{activ}} \quad (11)$$

Kde  $U_{IO}$  je napätie na výstupe pinu mikrokontroléru a  $I_{activ}$  je hodnota prúdu pre spínanie triáku. Hodnota prúdu pre zopnutie triáku je 10 mA a hodnota napätia na výstupe pinu je 5V – výsledný odpor má preto hodnotu 470  $\Omega$ .



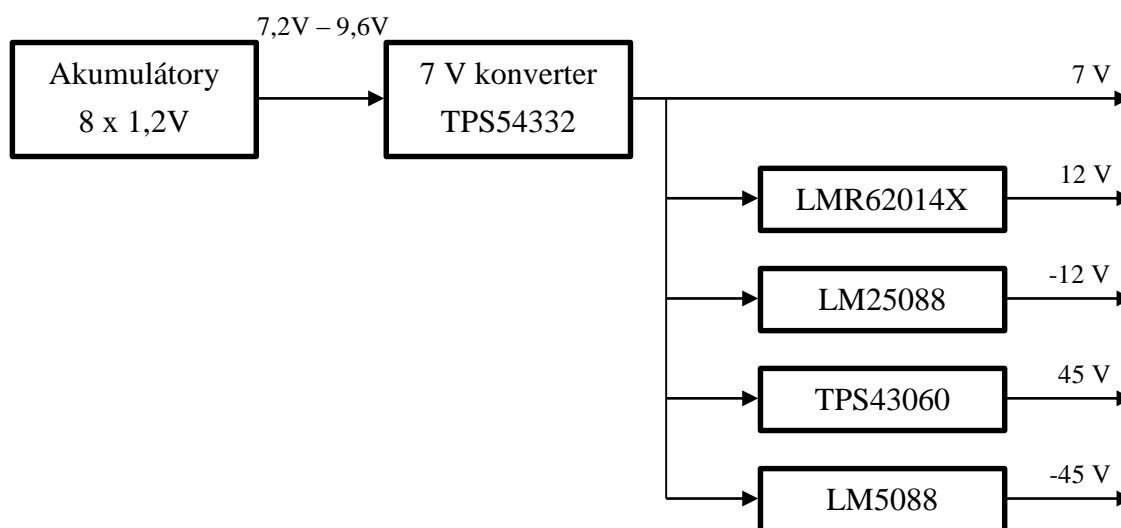
Obr. 26: Koncový stupeň

Triákom prepustený signál smeruje do elektród. Systém je navrhnutý pre štyri triáky so svojimi elektródami. [28] [25]

### 5.5.6 Napájací zdroj

Elektrické zariadenia používané v medicíne nesmú vystaviť pacienta ani medicínsky personál nebezpečeniu. A preto navrhovanie bezpečného prístroja začína pri napájacom zdroji. Ako napájací zdroj systému bude použité batériové napájanie, ktoré zaisťuje bezpečnosť užívateľa pripojeného na prístroj. V prípade použitia sieťového napájania je pacient ohrozený možnými ruchmi zo siete. Použitím batériového napájania eliminujeme nebezpečenstvo, ktoré by pacientovi hrozilo v prípade poruchy sieťovo napájaného prístroja.

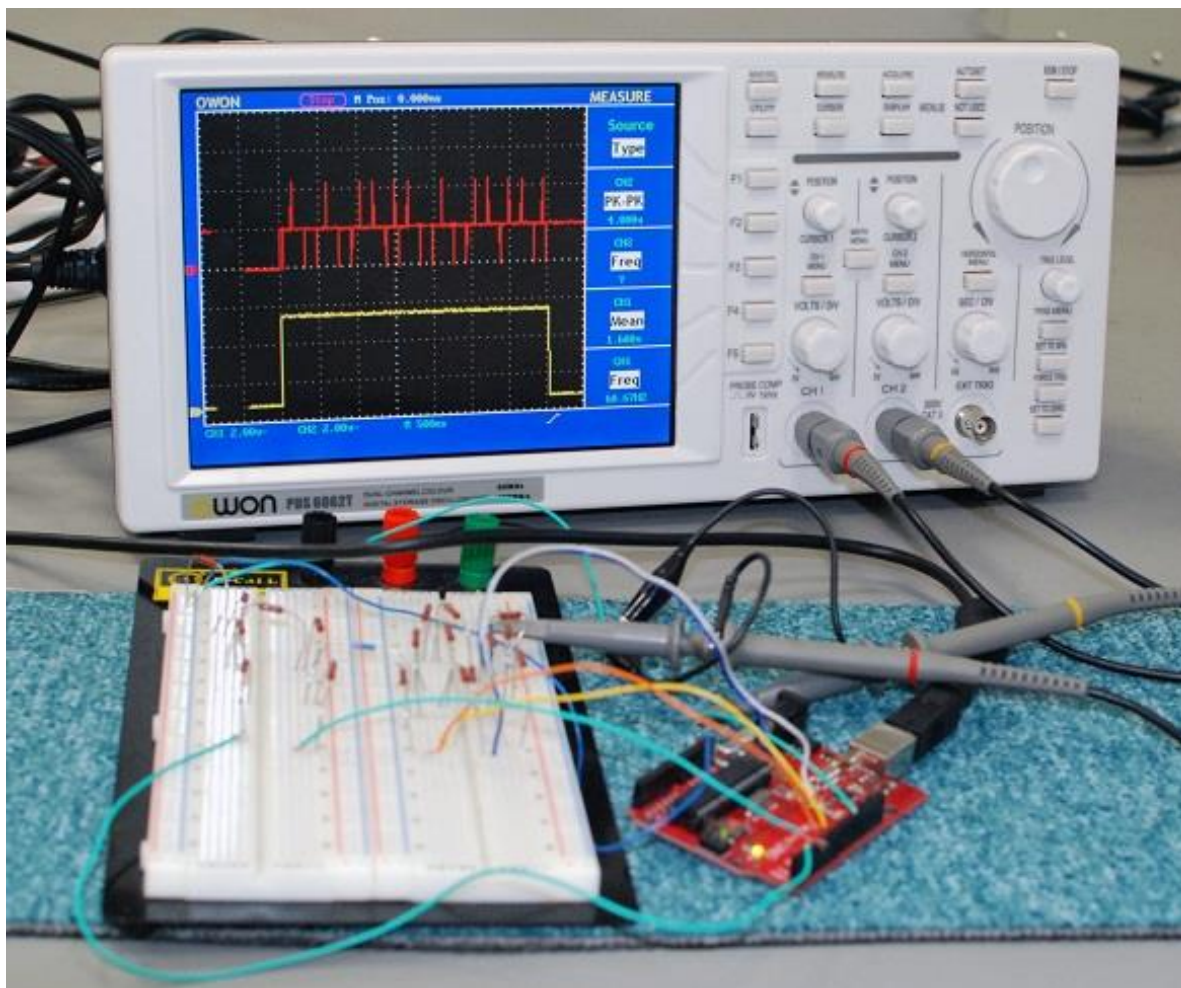
Systém bude napájaný ôsmimi, sériovo zapojenými NiMH akumulátormi s veľkosťou napätia 1,2 V ktoré poskytnú pri svojom nabitom stave napätie v rozsahu 7,2 V až 9,6 V. Toto napätie bude privádzané na vstup step-down konverteru TPS54332, na ktorého výstupe bude 7 V. Toto napätie posluží ako napájanie pre platformu Arduino Uno, napäťovú referenciu vstupujúcu do prvého zosilňovača a ako vstupné napätie pre ďalšie bloky napájania. Napäťový regulátor LMR62014X a buck kontrolér LM25088 vytvoria napájacie napätie  $\pm 12$  V pre prvý a druhý zosilňovač. Boost kontrolér TPS43060 a buck kontrolér LM5088 vytvoria napájacie napätie  $\pm 45$  V pre tretí stupeň zosilňovača. [29] [25]



Obr. 27: Bloková schéma zapojenia hlavných častí napájacieho zdroja

## 6 Zapojenie a diskusia

Časť zariadenia bola realizovaná prakticky. Bola overená funkčnosť matlabovského programu, platformy Arduino, programu uloženom v pamäti mikrokontroléra a D/A prevodníku. Prevodník bol skonštruovaný podľa schémy z obr. 21 na kontaktnom poli, mikrokontrolér bol napájaný z počítača cez USB. Výsledky boli zaznamenané osciloskopom Owon PDS6062T.



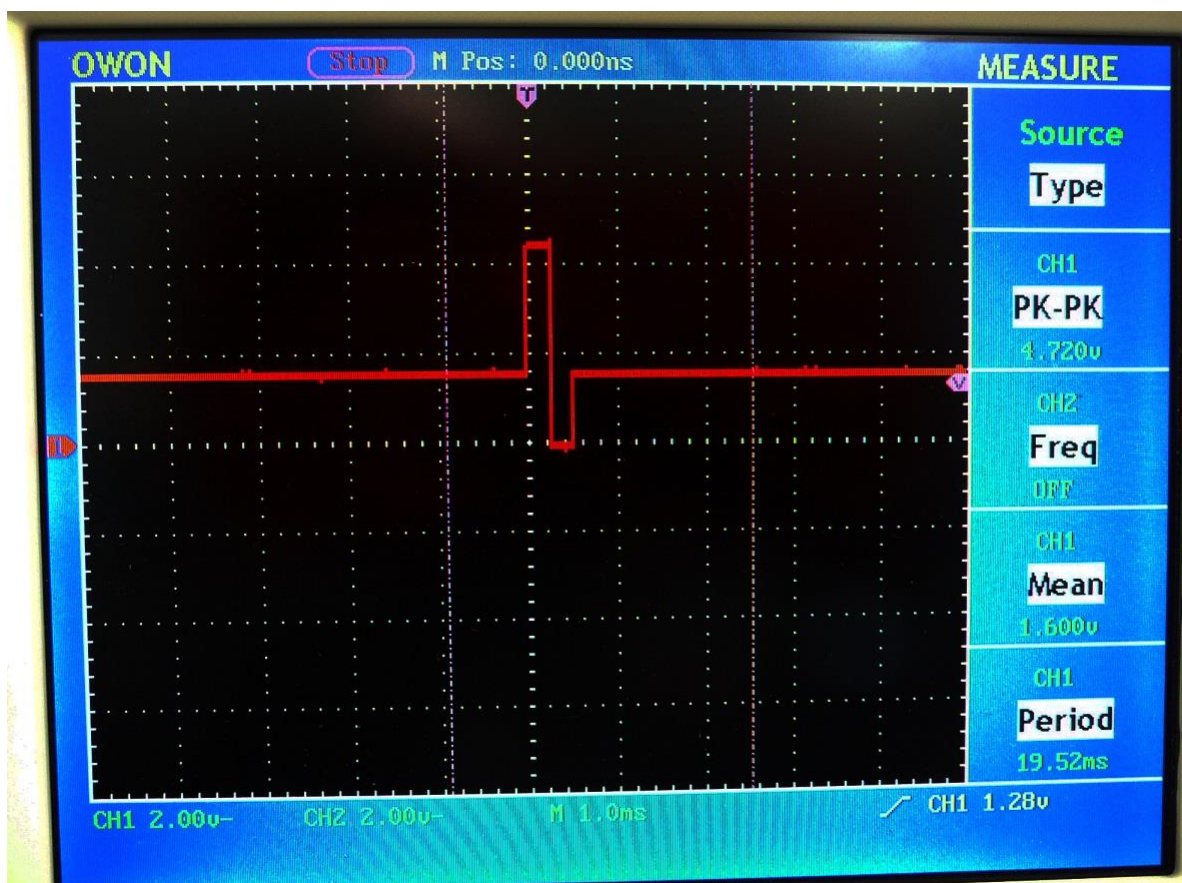
Obr. 288: Zapojenie komponentov

Obrázok 28 zachytáva pracovisko a priebeh generovania signálu mikrokontrolérom. Na obrazovke osciloskopu sú zobrazené dva rôzne priebehy meniaceho sa signálu na časovej ose. Červený priebeh znázorňuje generované stimulačné impulzy. Nevšedný tvar impulzov je spôsobený použitím nízkeho časového rozlíšenia osciloskopu. Žltý priebeh znázorňuje signál, ktorý je generovaný na bránu triáku, ktorý so začiatkom stimulácie stúpa na maximálnu hodnotu, čím triák zapína. Po ukončení stimulácie klesá opäť na nulu, čím triák deaktivuje. Obrázok 28 ukazuje, že program vykonáva svoju funkciu správne. Pri reštarte programu

mikrokontroléra, ku ktorému dochádza vždy pri započatí komunikácie s počítačom je patrné, že mikrokontrolér generuje na výstupe svojich pinov nulové napätie. Toto však znamená, že na výstupe zosilňovača bude napätie s hodnotou  $-40\text{ V}$ , ktoré bude púšťané na vstup triáku. Triák však nieje prechodný, pretože na jeho bránu nieje generovaný aktivačný impulz, čo zaistuje bezpečnosť užívateľa.

Meraním bolo tiež zistené, že nameraná hodnota na výstupoch jednotlivých pinov platformy Arduino nekorešponduje s uvádzanou hodnotou  $5\text{ V}$  v datasheete. Maximálna výstupná hodnota napätia na pinoch je  $4,7\text{ V}$ .

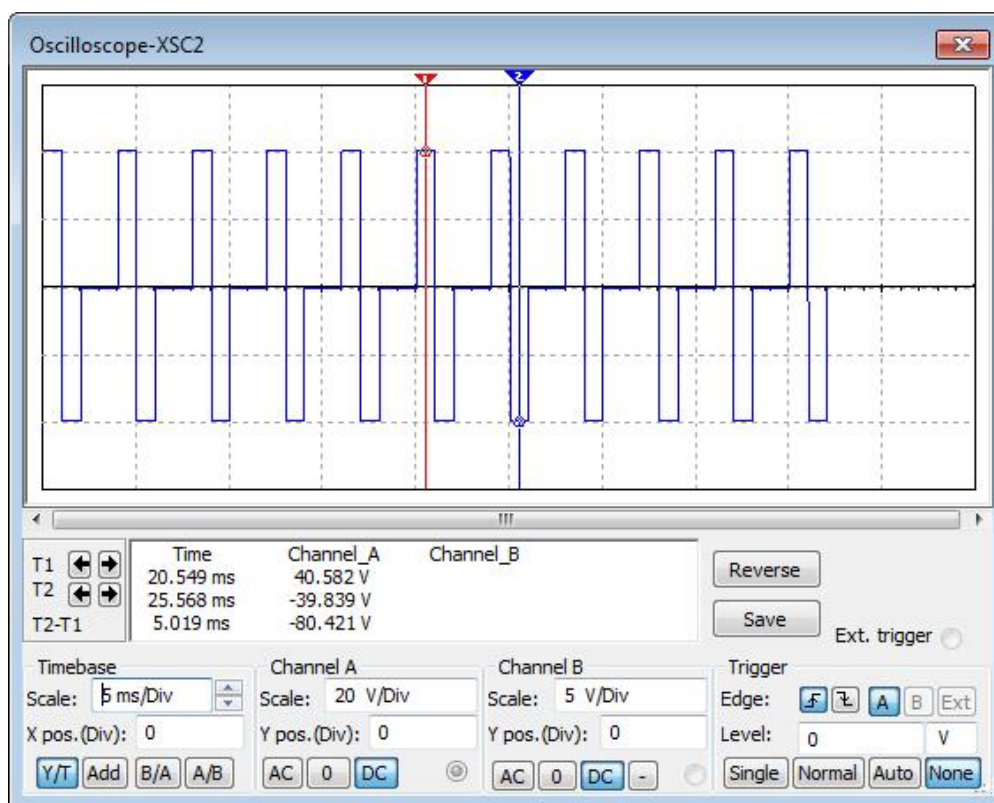
Na obrázku 27 je generovaný signál s maximálnou amplitúdou, šírkou  $0,5\text{ ms}$  pri frekvencii  $50\text{ Hz}$ . Digitálna nula má pozorovateľne nižšie hodnoty, než bolo predpokladané a takisto je vidieť nižšia amplitúda signálu. Toto je zrejme spôsobené tým, že platforma Arduino generuje rôzne veľké napätie na svojich výstupoch v prípade logickej jednotky. Tiež môže ísť o nepresnosť príkazu `map` pri úprave jednotiek v programe mikrokontroléra. Šírka a frekvencia impulzov sú však správne.



Obr. 299: Signál na výstupe prevodníka meraný osciloskopom Owon PDS6062T



Zvyšná časť zariadenia bola testovaná virtuálnym simulátorom NI Multisim 13.0. Výstupný signál zo zosilňovača je zobrazený na obrázku 28, ide o záznam vygenerovaný osciloskopom použitého simulačného programu. Jedná sa o signál  $U_{out}$  z obrázku 24.

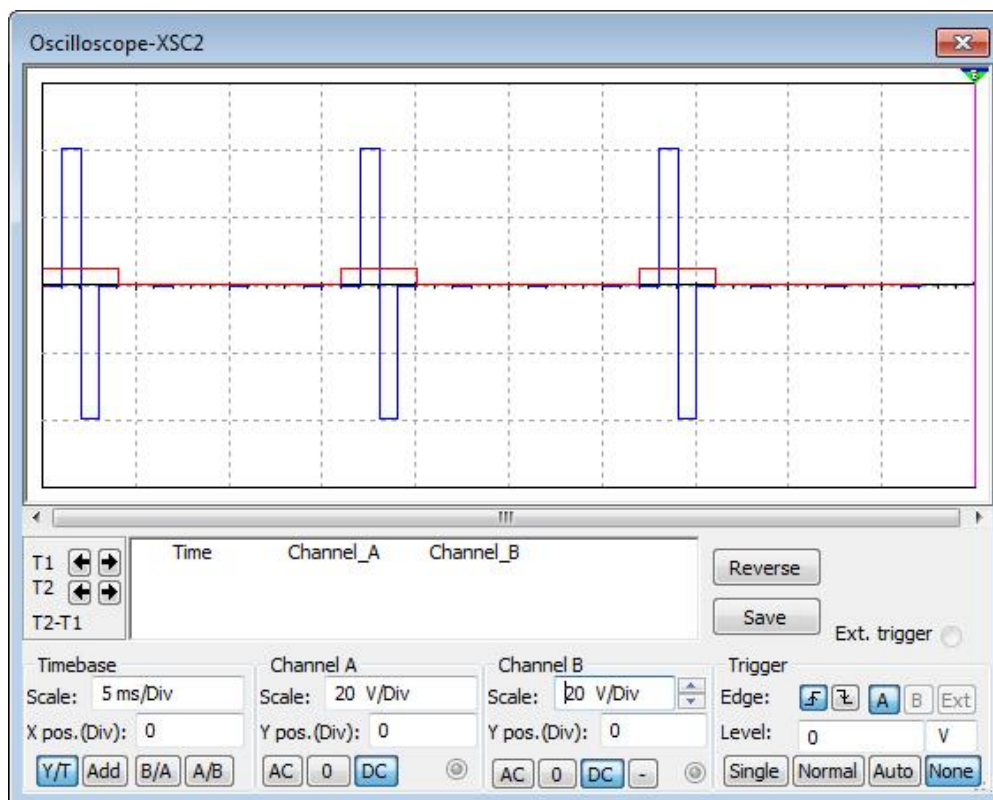


Obr. 30: Priebeh zosilneného signálu v prostredí NI Multisim 13.0

Z obrázku je možné vyčítať maximálnu hodnotu signálu 40,582 V, minimálnu hodnotu -39,839 V a rozdiel týchto dvoch hodnôt -80,421 V. Signál je posunutý smerom ku kladným hodnotám, nakoľko použitie potenciometru pre kalibráciu nuly v tomto simulačnom programe nefunguje.

Ako posledný bol simulovaný výstupný signál triáku. Správnosť jeho funkcie bola overená tak, že bol prepúšťaný každý štvrtý stimulačný impulz, čo možno vidieť na obrázku číslo 29. Signál s červeným priebehom reprezentuje aktivačný signál generovaný mikrokontrolérom na bránu triáku.





Obr. 31: Simulácia triáku prepúšťajúceho každý štvrtý impulz v prostredí NI Multisim 13.0

Program je pomerne spoľahlivý, no virtuálna simulácia nenahradí reálne správanie komponentov, ako bolo zistené pri generovaní signálu mikrokontrolérom. Preto ak v budúcnosti bude prístroj reálne zostavený, bude treba pre zaistenie presných hodnôt na výstupe koncového stupňa použité súčiastky prispôbiť reálnemu správaniu sa komponentov, z ktorých bude prístroj zložený.

# Záver

V bakalárskej práci na tému Elektrická stimulácia svalových skupín ruky je na začiatku uvedená teoretická časť, zaoberajúca sa problematikou anatómie predlaktia, ruky a prstov, ktorá oboznamuje čitateľa s nervami a svalmi ktoré ich inervujú. Poznatky nadobudnuté v tejto kapitole slúžia pre pochopenie funkčnej aplikácie navrhovaného prístroja.

Ďalšia časť práce sa venuje popisu elektrickej charakteristiky kože a nervu. Je tu objasnené správanie kožného a nervového tkaniva pri stimulácii rôznymi typmi elektrického prúdu. Pre výber správnych parametrov prúdu pri stimulácii svalov je dôležité pochopiť tieto odozvy, aby bol vybraný najefektívnejší typ stimulačného prúdu. V ďalšej časti je objasnená samotná stimulácia svalového a nervového vlákna. Sú tu popísané deje dôležité pre excitáciu nervovej a svalovej bunky. Kapitola venuje pozornosť hlavne nadprahovej stimulácii inervovaného svalu, zaoberá sa správnym umiestnením elektródy a tiež objasňuje problematiku priamej stimulácie svalu za využitia motorických bodov jednotlivých svalov. Práca ďalej približuje pojmy ako je časová a priestorová sumácia a význam reobázy a chronaxie.

V štvrtej kapitole je popísaná stimulácia svalu, ktorý ma za úlohu ohýbanie palca. Ide o popis cvičenia, kedy bol v praxi, pod lekárskeho dozoru, overený účinok elektrickej stimulácie na pacienta.

Piata kapitola obsahuje návrh elektrického stimulátora. Zaoberá sa programom v prostredí Matlab, cez ktorý užívateľ nastavuje parametre impulzu a čas stimulácie. Kapitola sa tiež zaoberá programom v mikrokontroléri, ktorý tieto dáta spracúva a následne požadovaný signál generuje. Riešený je aj návrh hardwarovej realizácie prístroja. Ten je zostavený v simulačnom programe NI Multisim 13.0 a vo fyzickej podobe je zrealizovaný iba čiastočne. Funkčnosť systému bola overená pomocou osciloskopu a následne v diskusii popísaná.

# Použitá literatura

- [1] SINĚLNIKOV, R.D. Atlas anatomie člověka (I. díl). Praha: AVICENUM, 1980. ISBN 08-039-80.
- [2] SINĚLNIKOV, R.D. Atlas anatomie člověka (III. díl). Praha: AVICENUM, 1980. ISBN 08-041-80.
- [3] LOW, John a Ann REED. Physical principles explained. Boston: Butterworth-Heinemann, 1994, 238 p. ISBN 07-506-0748-3.
- [4] HRAZDIRA, Ivo, Vojtěch MORNSTEIN a Jiřina ŠKORPÍKOVÁ. Základy biofyziky a zdravotnické techniky. 1. vyd. Brno: Neptun, 2006, 312 s. ISBN 80-868-5001-3.
- [5] PODĚBRADSKÝ, Jiří, Ivan VAŘEKA a Jiřina ŠKORPÍKOVÁ. Fyzikální terapie. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 1998, 264 s. ISBN 80-716-9661-7.
- [6] JAVORKA, Kamil, Ivan VAŘEKA a Jiřina ŠKORPÍKOVÁ. Lékařská fyziologie: učebnice pre lékařské fakulty. 1. vyd. Martin: Osveta, 2001, 678 s., obr. ISBN 80-806-3023-2.
- [7] ROZMAN, Jiří, Ivan VAŘEKA a Jiřina ŠKORPÍKOVÁ. Terapeutická technika: učebnice pre lékařské fakulty. 1. vyd. Brno: VUT, 2000, 126 s. ISBN 80 214 1488 X.
- [8] SILBERNAGL, Stefan, Agamemnon DESPOPOULOS a Jiřina ŠKORPÍKOVÁ. Atlas fyziologie člověka: učebnice pre lékařské fakulty. 6. přeprac. a rozš. vyd. Praha: Grada, 2004, XII, 435 s. ISBN 80-247-0630-X.
- [9] NOVÁKOVÁ, Zuzana. Fyziologická cvičení. 2. přeprac. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2004, 83 s. ISBN 80-210-3486-6.
- [10] MODEL 1030 FORCE TRANSDUCER. UFI: Serving science [online]. [cit. 2012-12-13]. Dostupné z: <http://www.ufiservingscience.com/datasheets/1030manual.pdf>
- [11] Muscle Physiology. [online]. [cit. 2012-12-13]. Dostupné z: <http://www.biology.iastate.edu/Courses/212L/New%20Site/31%20Muscle%20&%20Skeletal%20systems/physio/212Muscle%20Protocol.htm>
- [12] DOUCET, Barbara M., Amy LAM a Lisa GRIFFIN. Neuromuscular Electrical Stimulation for [online]. YALE Journal of Biology and Medicine, 2012, s. 201-215 [cit. 2014-05-29].

- [13] KEBÆTSE, Maikutlo B. Effects of stimulation frequencies and patterns on performance of repetitive, nonisometric tasks. In: . Journal of applied physiology: Respiratory, environmental and exercise physiology. United States: Bethesda, MD : American Physiological Society, c1985-, s. 109-116. ISSN 0161-7567. DOI: 11744649. Dostupné z: <http://jap.physiology.org/content/92/1/109>
- [14] FUGLEVAND, A. J a D. A KEEN. Re-evaluation of muscle wisdom in the human adductor pollicis using physiological rates of stimulation. The Journal of Physiology. 2003-06-15, vol. 549, issue 3, s. 865-875. DOI: 10.1113/jphysiol.2003.038836. Dostupné z: <http://www.jphysiol.org/cgi/doi/10.1113/jphysiol.2003.038836>
- [15] LAGERQUIST, Olle a David F. COLLINS. Influence of stimulus pulse width on M-waves, H-reflexes, and torque during tetanic low-intensity neuromuscular stimulation. Muscle. 2010, vol. 42, issue 6, s. 886-893. DOI: 10.1002/mus.21762. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/mus.21762>
- [16] LAUFER, Yocheved. Quadriceps femoris muscle torques and fatigue generated by neuromuscular electrical stimulation with three different waveforms. PMID: 11444994. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/81/7/1307.long>
- [17] Documentation Center: BaudRate. © 1994-2014 THE MATHWORKS, Inc. MathWorks [online]. [cit. 2014-05-30]. Dostupné z: [http://www.mathworks.com/help/matlab/matlab\\_external/baudrate.html](http://www.mathworks.com/help/matlab/matlab_external/baudrate.html)
- [18] THE MATHWORKS, Inc. MATLAB® Creating Graphical User Interfaces [online]. 2014 [cit. 2014-05-30]. Dostupné z: [http://www.mathworks.com/help/pdf\\_doc/matlab/buildgui.pdf](http://www.mathworks.com/help/pdf_doc/matlab/buildgui.pdf)
- [19] ©2014 ARDUINO. Arduino: Language Reference [online]. 2014 [cit. 2014-05-30]. Dostupné z: <http://arduino.cc/en/Reference/HomePage>
- [20] MALINA, Václav. Poznáváme elektroniku. 1. vyd. České Budějovice: KOPP, c2000, 343 s. ISBN 80-723-2114-5.
- [21] NASTASE, Adrian S. Mastering electronics design: How to Derive the RMS Value of Pulse and Square Waveforms. [online]. [cit. 2014-05-29]. Dostupné z: <http://masteringelectronicsdesign.com/how-to-derive-the-rms-value-of-pulse-and-square-waveforms/>
- [22] Datasheet USB Isolator UH401-2KV, B&B Electronics. Dostupné z: <http://www.bb-elec.com/Products/Datasheets/UH401x-5112ds-pdf.pdf>
- [23] Datasheet Mikrokontrolér ATmega328, Atmel Corporation. Dostupné z: <http://www.atmel.com/Images/doc8161.pdf>
- [24] ©2014 ARDUINO. Arduino Uno [online]. 2014 [cit. 2014-05-30]. Dostupné z: <http://arduino.cc/en/Main/arduinoBoardUno>
- [25] HOROWITZ, Paul. The art of electronics. 2nd ed. New York: Cambridge University Press, 1989, xxiii, 1125 s. ISBN 05-213-7095-7.

- [26] Datasheet Operačný Zosilňovač TLC252, Texas Instruments. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tlc252.pdf>
- [27] Datasheet Operačný Zosilňovač OPA445, Texas Instruments. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/sbos156b/sbos156b.pdf>
- [28] Datasheet Triák 2N6075A, Motorola. Dostupné z: <http://www.gme.cz/img/cache/doc/225/124/2n6075a-datasheet-1.pdf>
- [29] TEXAS INSTRUMENTS. WEBENCH® Power Architect [online]. 2014 [cit. 2014-05-30]. Dostupné z: <http://www.ti.com/ltds/ti/analog/webench/power-architect.page>
- [30] Neznámy [online]. [cit. 2014-05-30]. Dostupné z: [http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/a/ab/Scheme\\_human\\_hand\\_bones-en.svg/406px-Scheme\\_human\\_hand\\_bones-en.svg.png](http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/a/ab/Scheme_human_hand_bones-en.svg/406px-Scheme_human_hand_bones-en.svg.png)
- [31] Neznámy [online]. [cit. 2014-05-30]. Dostupné z: <http://jeelabs.net/attachments/download/652/atmega-pins.gif>

# Zoznam skratiek

RMS – Root Mean Square – Efektívna hodnota

D/A – Digital/Analog – Digitálne analógový

USB - Universal Serial Bus - univerzálna sériová zbernica

GUI – Graphical User Interface – Grafické užívateľské prostredie

COM – Component Object Model – komunikačný port

ICSP – In Circuit System Programming

DAC – Digital Analog Converter – digitálne analógový prevodník

LSB – Least Significant Bit – bit s najnižšou hodnotou

MSB – Most Significant Bit – bit s najvyššou hodnotou

OP – Operačný zosilňovač

NiMH – Nickel-Metal Hydrite

# Zoznam príloh na CD

- Bakalárska práca.pdf
- Schéma zapojenia.m13

V zložke Program Arduino:

- Program Arduino.ino

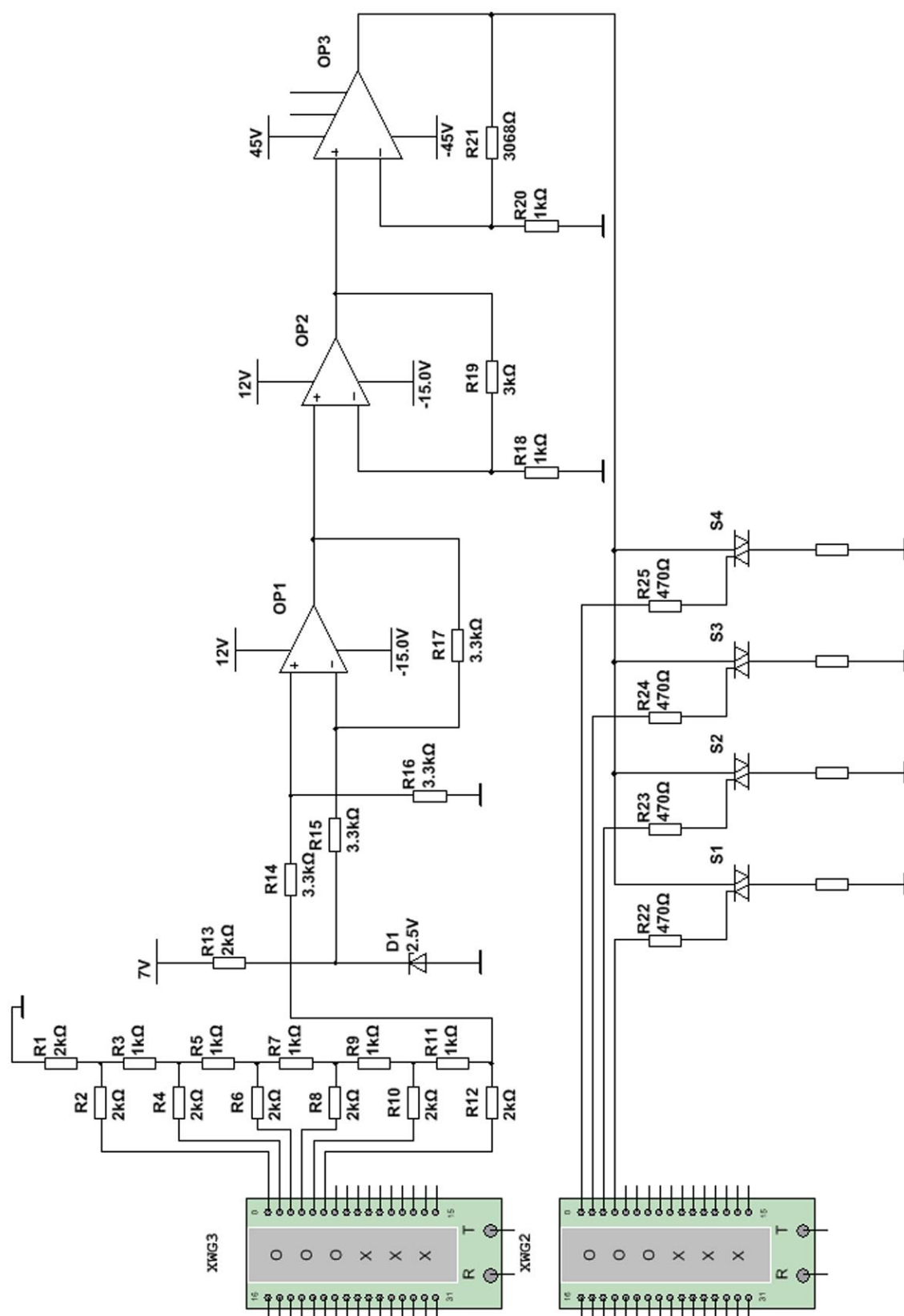
V zložke GUI:

- FINAL\_GUI.asv
- FINAL\_GUI.fig
- FINAL\_GUI.m
- FINAL\_GUI\_export.m

V zložke fotodokumentácia:

- 16 Hz.jpg
- 25 Hz.jpg
- 50 Hz.jpg
- DAC a arduino.jpg
- Priebeh.jpg
- Zapojenie komponentov.jpg

# Bloková schéma stimulátora





# Zdrojový kód mikrokontroléra

// Michal Hrozan, 133966 - Priloha k bakalárskej práci

```
int amplituda; //Deklaracia premennych
int sirka;
int frekvencia;
int cas;
int ele1;
int ele2;
int ele3;
int ele4;
int B=B;
byte binary;
float pauza;
float polvlna;
float frek;
unsigned long count = millis();

void setup()
{
  Serial.begin(9600); //Zaciatok komunikacie cez seriový port
  DDRB = B00111111; //Nastavi piny 9-13 portu B ako vystupy
}

void loop()
{
  PORTB=31; //Generuje digitalnu nulu na vystupe pinov portu B
  while (Serial.available()>0) // V prípade, že sú data na vstupe, tak:
  {
    int amplituda=Serial.parseInt(); // Plní premennú amplituda číslami, pokiaľ nenarazí
na iný znak než číslo
    int sirka=Serial.parseInt();
    int frekvencia=Serial.parseInt();
    int cas=Serial.parseInt();
    int ele1=Serial.parseInt();
    int ele2=Serial.parseInt();
    int ele3=Serial.parseInt();
    int ele4=Serial.parseInt();
    if (Serial.read() == 'n') { // Ak je na vstupe n (znáči koniec riadka) tak:
      if (ele1+ele2+ele3+ele4 > 0) { // Ak je aktívna aspoň jedna elektroda tak:
        amplituda = map(amplituda, 0, 80, 0, 31); // Pomerovo prevádza premennú

        frek=(1.0/(float)frekvencia)*1000000.0; // Vypočet trvania jedného pulzu podľa
vzorca f=1/T. dochádza ku konverzii hodnoty na mikrosekundy pre príkaz delayMicroseconds
        polvlna = (float)sirka/2.0; //vypočíta sirku polvlňu
        pauza=(float)(frek-sirka)/1000.0; //vypočíta dĺžku pauzy
        cas=cas*1000; // Konverzia premennej cas pre funkciu delay -hodnoty v milisekundách
        binary=0| 0<<1 | 0<<2 | 0<<3 | ele4<<4 | ele3<<5 | ele2<<6 | ele1<<7 | B<<8; //
Tvorba bitového slova pre aktiváciu zvolených elektrod. napr B11110000
        DDRD=binary; //Nastavi digitalne piny podľa vytvoreného bit slova. ide o piny 4-7
        PORTD=binary; //Zahájí generovanie logickej jednotky(5V) na zvolených pinoch
        while ((millis()-count) < cas) { //Nastavi časovac generovania pulzov
          PORTB=31+amplituda; //Nastavi veľkosť kladnej polvlňy pulzu
          delayMicroseconds(polvlna); //Nastavi čas trvania kladnej polvlňy pulzu
          PORTB=31-amplituda; //Nastavi veľkosť zápornej polvlňy pulzu
          delayMicroseconds(polvlna); //Nastavi čas trvania zápornej polvlňy pulzu
          PORTB=31; //Generuje virtualnú nulu
          delay(pauza); //Cas trvania virtualnej nuly
        }
        PORTD=B00000000; //Deaktivuje všetky elektrody

        PORTB=31+amplituda; //Prejde posledný krát nulou - zabezpečí vypnutie triaku
        delayMicroseconds(polvlna);
        PORTB=31-amplituda;
        delayMicroseconds(polvlna);
      }
    }
  }
}
```